

Aus dem Lehrstuhl
Werkstoffe für die Medizintechnik
(Prof. Dr.-Ing. habil. Detlef Behrend)
der Fakultät für
Maschinenbau und Schiffstechnik der
Universität Rostock

Untersuchungen zum Bruchverhalten von Zahnkompartimenten, Kompositen und Amalgam unter schlagartiger Belastung

Inauguraldissertation

zur
Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)
der Medizinischen Fakultät
der Universität Rostock

vorgelegt von
Janine Eleonore Stark, geb. Pingel
geb. am 08. April 1986 in Lübz

Rostock, 2014

- Dekan:** Prof. Dr. med. univ. Emil C. Reisinger
Klinik und Poliklinik für Innere Medizin, Universität Rostock
- 1. Gutachter:** Prof. Dr.-Ing. Detlef Behrend
Institut für Biomedizinische Technik, Universität Rostock
- 2. Gutachter:** Prof. Dr. med. habil. Heinrich von Schwanewede
Klinik und Polikliniken für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde „Hans Morat“,
Universität Rostock
- 3. Gutachter:** Univ.-Prof. Dr. Wilhelm Niedermeier
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Universität zu Köln

Datum der Einreichung: 28.10.2014

Datum der Verteidigung: 15.04.2015

Für Lisbeth und Karl Falkus

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	III
Tabellenverzeichnis	VIII
Abkürzungs- und Einheitenverzeichnis	IX
1 Einleitung und Aufgabenstellung	1
2 Stand der internationalen Literatur	3
2.1 Aufbau der Zahnhartsubstanzen	3
2.1.1 Zahnschmelz (<i>Enamelum</i>)	4
2.1.2 Dentin (<i>Dentinum</i>)	7
2.1.3 Schmelz-Dentin-Grenze	10
2.1.4 Wurzelzement (<i>Cementum</i>)	11
2.2 Häufigkeit und Ursachen traumatisch bedingter Zahnhartsubstanzveränderungen	13
2.3 Dentale Füllungswerkstoffe	22
2.3.1 Komposite	22
2.3.2 Amalgame	26
2.3.3 Häufigkeit und Ursachen von Füllungsfrakturen	29
3 Material und Methoden	33
3.1 Auswahl eines Modellzahnes	33
3.2 Mikrocomputertomografie	33
3.3 Auswahl der Füllungskomposite	34
3.4 Prüfkörperpräparation und Konditionierung	36
3.4.1 Zahnhartsubstanzen	36
3.4.2 Komposite	38
3.4.3 Amalgam	39
3.5 Schlagbiegeprüfung	40
3.6 Ermittlung des Schlagbiegeverhaltens	43

3.7	Hochgeschwindigkeitskinematografie des Bruchverlaufes	44
3.8	Fraktografie	45
3.9	Statistische Analysen	48
4	Ergebnisse	50
4.1	Zahnhartsubstanzen	50
4.2	Arabesk Flow	56
4.3	Tetric EvoFlow	59
4.4	Arabesk Top	62
4.5	Tetric EvoCeram	65
4.6	Clearfil Majesty Posterior	68
4.7	GrandioSO	71
4.8	Amalgam	74
4.9	Schlagbiegeverhalten der untersuchten Füllungswerkstoffe im Vergleich zu Zahn- hartsubstanzen	77
4.10	Kraftaufnahmevermögen der untersuchten Füllungswerkstoffe im Vergleich zu Zahnhartsubstanzen	80
5	Diskussion	82
6	Zusammenfassung und Ausblick	93
7	Literaturverzeichnis	95
	Danksagung	106
	Lebenslauf	107
	Selbstständigkeitserklärung	108
	Thesen	109

Abbildungsverzeichnis

1	Schneidezahn 11 im Teilschnitt	3
2	Ultradünnschnitt (90 nm) von Zahnschmelz; TEM, unkontrastiert (Warkentin 2014)	5
3	Auflichtmikroskopie eines Zahnlängsschliffes des Weisheitszahnes 48 einer 18-jährigen Patientin: (S) Schmelz, (D) Dentin, (SDG) Schmelz-Dentin-Grenze und (HS, schwarze Pfeile) Hunter-Schreger-Streifen (Warkentin 2014)	6
4	Dentinstrukturen, Volumensegment: (a) Manteldentin, (b) zirkumpulpaes Dentin, (c) Zwischendentin (Mineralisationsfront), (d) Prädentin, (e) Odontoblastenschicht (modif. nach Schumacher 1997)	9
5	Auflichtmikroskopie eines Zahnlängsschliffes des Weisheitszahnes 48 einer 18-jährigen Patientin: (S) Schmelz, (D) Dentin, (SDG) Schmelz-Dentin-Grenze und (P) Pulpa (Warkentin 2014)	10
6	Wachstumslinien des azellulären Fremdfaserzementes (AFZ) (Warkentin 2014)	12
7	Prävalenz traumatisch bedingter Zahnverletzungen permanenter Zähne von Kindern und Jugendlichen unterschiedlicher Regionen	14
8	Isolierte, inzisale Schmelzfraktur der Zahnkrone 21 eines zehnjährigen Patienten nach Sturz (Praxis Dr. med. dent. B. von Schwanewede)	14
9	Häufigkeit der Verletzungen von Oberkieferschneidezähnen im Milchgebiss .	15
10	Häufigkeit der Verletzungen von Oberkieferschneidezähnen im permanenten Gebiss	15
11	Ätiologie traumatisch bedingter Zahnverletzungen bei Kindern	16
12	Unfalldiagnosen bei Kindern im Milchgebiss	18
13	Häufigkeit der Verletzungen von Frontzähnen im Erwachsenenalter	19
14	Kronenfraktur der Zähne 21 und 22 einer 26-jährigen Patientin nach Kollision (Praxis Dr. med. dent. B. von Schwanewede)	19
15	Traumatisch bedingte Zahnverletzungen durch Intubationen im permanenten Gebiss (Vogel et al. 2009)	20
16	Kronenfraktur des Zahnes 11 nach Sturz eines 21-jährigen Patienten, keine Pulpaexposition (Praxis Dr. med. dent. B. von Schwanewede)	25

17	Rekonstruktion mit GrandioSO Heavy Flow und GrandioSO (Praxis Dr. med. dent. B. von Schwanewede)	25
18	Fraktur einer zweiflächigen Kompositfüllung des Zahnes 46 eines 54-jährigen Patienten, schwarze Pfeile: Restaurationsfraktur (Praxis Dr. med. dent. B. von Schwanewede 2014)	30
19	linguale Höckerfraktur (schwarzer Pfeil) des Zahnes 36 einer 75-jährigen Patientin verursacht durch das „Cracked tooth syndrome“ (Praxis Dr. med. dent. B. von Schwanewede 2014)	31
20	Mikrocomputertomografie von Zahn 11 einer 70-jährigen Patientin, Seitenansicht, schwarzer Kreis = Kompositfüllung	34
21	Makrofotografie von Mikroprüfkörper 1 x 1 x 10 mm ³ aus (1) Zahnhartsubstanz, (2) Komposit (hier: GrandioSO), (3) Amalgam (in mm)	36
22	Makrofotografie der (1) PTFE-Form und der (2) Auslösehilfe (in mm)	38
23	Schlagbeanspruchung bei Charpy- und Izod-Anordnung (Grellmann und Seidler 2011)	40
24	Frontalansicht des Schlagbiegeprüfstandes: (1) PC zur Signalaufnahme und Auswertung, (2) Pendelschlagwerk, Frontalansicht, (3) LED-Spotausleuchtung, Seitenansicht, (4) Signalverstärker, Frontalansicht, (5) Hochgeschwindigkeitskamera, Rückansicht	41
25	CAD-3D Ansicht des Hammerkopfes: (1) Hammerbasis, (2) Masseaufnahmevorrichtung, (3) Finnenbasis, (4) Schlagfinne, (5) Kraftsensor (Polster 2013)	41
26	Einspannung des Prüfkörpers (Polster 2013)	42
27	Seitenansicht des Schlagbiegeprüfstandes im Detail: (1) Probeneinspannung mit Mikroprüfkörper, (2) Hammerkopf	42
28	Zwei exemplarische Bilder aus einer High-Speed Videosequenz zu zwei unterschiedlichen Zeitpunkten: (a) Kontakt, (b) Bruch	45
29	Bruchspiegel mit gekennzeichneteter Schlagrichtung = grüner Pfeil (REM)	48
30	Boxplot-Darstellung	49
31	Kraft-Zeit-Verläufe der Zahnhartsubstanzen	50

32	Kraft-Zeit-Verlauf und Hochgeschwindigkeitsvideosequenzen der Probe 7 zu vier unterschiedlichen Zeitpunkten: (a) Berührung bei 3 ms, (b) Kraftmaximum bei 4 ms, (c) Bruch bei 4,1 ms, (d) Zurückschlagen des Fragmentes gegen die Schlagfinne bei 4,8 ms	51
33	Bruchfläche von Zahnhartsubstanz (REM)	52
34	Bruchfläche von Zahnhartsubstanz, Wurzelkanallumen und Pulpaanteile = weißer Pfeil, Bruchkanten = grüne Pfeile (REM)	53
35	Detailaufnahme von Zahnhartsubstanz, Dentin mit Dentintubuli = D, Pulpa = P (REM, BSE-Detektor)	53
36	Detailaufnahme von Zahnhartsubstanz mit Zahnschmelz = S und Dentin = D (REM)	54
37	Detailaufnahme von Zahnhartsubstanz mit Zahnschmelz = S (REM)	54
38	Detailaufnahme von Zahnhartsubstanz mit Zahnschmelz = S (REM)	55
39	Detailaufnahme von Zahnhartsubstanz mit Schmelzprismen = S (REM, BSE-Detektor)	55
40	Kraft-Zeit-Verläufe von Arabesk Flow	56
41	Bruchfläche von Arabesk Flow, Gaseinschluss = weißer Pfeil, Bruchkanten = grüne Pfeile (REM, BSE-Detektor)	57
42	Detailaufnahme von Arabesk Flow mit großem kreisförmigem Gaseinschluss. (REM)	57
43	Detailaufnahme von Arabesk Flow, Bruchkante = weißer Pfeil (REM)	58
44	Detailaufnahme von Arabesk Flow mit Fremdkörper (REM, BSE-Detektor) .	58
45	Kraft-Zeit-Verläufe von Tetric EvoFlow	59
46	Bruchfläche von Tetric EvoFlow, Oberflächenunregelmäßigkeiten = grüner Pfeil, Kanten = blaue Pfeile, Gaseinschluss = weißer Pfeil (REM)	60
47	Detailaufnahme von Tetric EvoFlow, Füllstoffkörper = weiße Pfeile (REM, BSE-Detektor)	60
48	Detailaufnahme von Tetric EvoFlow mit Gaseinschluss (REM)	61
49	Detailaufnahme von Tetric EvoFlow, Mikrorisse = weiße Pfeile (REM, BSE-Detektor)	61
50	Kraft-Zeit-Verläufe von Arabesk Top	62

51	Bruchfläche von Arabesk Top, Gaseinschlüsse = grüne Pfeile, Kanten, die sich im Zentrum des Prüfkörpers treffen = weiße Pfeile (REM)	63
52	Detailaufnahme von Arabesk Top, Gaseinschluss = weißer Pfeil (REM) . . .	63
53	Bruchfläche von Arabesk Top, Gaseinschluss = grüner Pfeil, Mikroriss = weißer Pfeil (REM)	64
54	Detailaufnahme von Arabesk Top, Gaseinschlüsse = weiße Pfeile (REM, BSE-Detektor)	64
55	Kraft-Zeit-Verläufe von Tetric EvoCeram	65
56	Bruchfläche von Tetric EvoCeram, Gaseinschlüsse = weiße Pfeile, Kante = grüner Pfeil (REM)	66
57	Bruchfläche von Tetric EvoCeram, Füllstoffkörper = weiße Pfeile (REM, BSE-Detektor)	66
58	Detailaufnahme von Tetric EvoCeram, Gaseinschluss = weißer Pfeil, Mikrofüllstoffkörper = grüner Pfeil, kleinerer Mikrofüllstoffkörper = blauer Pfeil (REM, BSE-Detektor)	67
59	Detailaufnahme von Tetric EvoCeram, Gaseinschlüsse = weiße Pfeile (REM)	67
60	Kraft-Zeit-Verläufe von Clearfil Majesty Posterior	68
61	Bruchfläche von Clearfil Majesty Posterior (REM)	69
62	Detailaufnahme von Clearfil Majesty Posterior (REM, BSE-Detektor)	69
63	Detailaufnahme von Clearfil Majesty Posterior, Mikrofüllstoffkörper = schwarze Pfeile (REM, BSE-Detektor)	70
64	Detailaufnahme von Clearfil Majesty Posterior, Mikroriss = weiße Pfeile (REM)	70
65	Kraft-Zeit-Verläufe von GrandioSO	71
66	Bruchfläche von GrandioSO (REM)	72
67	Detailaufnahme von GrandioSO (Fremdauflagerungen bzw. -einschlüsse = weiße Pfeile), (REM, BSE-Detektor)	72
68	Detailaufnahme von GrandioSO mit Gaseinschluss (REM)	73
69	Detailaufnahme von GrandioSO (Mikroriss/ Abschlüpfung = weiße Pfeile), (REM, BSE-Detektor)	73
70	Kraft-Zeit-Verläufe von Amalgam	74
71	Bruchfläche von Amalgam (REM)	75

72	Detailaufnahme von Amalgam, Ultratröpfchenstruktur = schwarze Pfeile (REM)	75
73	Detailaufnahme von Amalgam (REM, BSE-Detektor)	76
74	Detailaufnahme von Amalgam, Lunker = weiße Pfeile, Gaseinschluss = grüner Pfeil (REM, BSE-Detektor)	76
75	Gemittelte Kraft-Zeit-Verläufe von Zahnhartsubstanzen und Füllungswerkstoffen	77
76	Schlagkraft von Zahnhartsubstanz, sechs ausgewählten Füllungskompositen und Amalgam. * $p < 0,05$ ist signifikant	78
77	Schlagzeit von Zahnhartsubstanz, sechs ausgewählten Füllungskompositen und Amalgam. * $p < 0,05$ ist signifikant	79
78	Kraftaufnahmevermögen von Zahnhartsubstanz, sechs ausgewählten Füllungskompositen und Amalgam. * $p < 0,05$ ist signifikant	80
79	Häufigkeit der Verletzungen von Oberkieferzähnen im Zeitraum von acht Monaten (Praxis Dr. med. dent. B. von Schwanewede, Praxis Zahnärzte Bergstraße, Praxis Dr. med. dent. S. Kopp)	82
80	Häufigkeit der Verletzungen von Unterkieferzähnen im Zeitraum von acht Monaten (Praxis Dr. med. dent. B. von Schwanewede, Praxis Zahnärzte Bergstraße, Praxis Dr. med. dent. S. Kopp)	82
81	Detailaufnahme von Amalgam, Ultratröpfchenstruktur (REM)	85
82	Bruchfläche der Zahnhartsubstanz (weißer Pfeil = Hohlraum)	87
83	Bruchfläche der Zahnhartsubstanz, BSE-Detektor (weißer Pfeil = Pulpagewebe)	87
84	Bruchfläche von GrandioSO (schwarze Pfeile = Gaseinschlüsse)	88
85	Bruchfläche von GrandioSO (grüner Kreis = Kerbe)	89
86	Bruchfläche von Amalgam (weißer Pfeil = Lunker)	90
87	Bruchfläche von Amalgam (grüner Kreis = Kerbe/ Aussparung)	90

Tabellenverzeichnis

1	Einteilung der unfallbedingten Zahnfrakturen (Filippi 2009)	18
2	Mechanisch-chemische Eigenschaften verschiedener Füllungswerkstoffe (Auszug nach Hickel 1997)	23
3	Untersuchungsparameter des Mikro-CT	33
4	Einteilung der Komposite	35
5	Art, Hersteller und Charakteristika der Komposite (Warkentin 2014)	35
6	Chemische Zusammensetzung von Kunstspeichel (Rezeptur NRF 7.5.)	37
7	Messparameter der instrumentierten Schlagbiegeprüfung	43
8	Spearman-Rang-Korrelation der Schlagbiegekennwerte in Abhängigkeit vom Füllstoffgehalt (**. Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau zweiseitig signifikant.)	81
9	Chemische Zusammensetzung von Fusayama-Speichel (Grünberg 2013)	84

Abkürzungs- und Einheitenverzeichnis

3D	dreidimensional
Abb.	Abbildung
A/D	Analog/ Digital
Ag ₃ Hg ₄	Legierung aus Silber und Quecksilber
Ag ₃ Sn	Legierung aus Silber und Zinn
Al	Aluminium
Bis-GMA	Bisphenol A-Glycidylmethacrylat
BSE	Rückgestreute Elektronen
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
CAD	rechnerunterstütztes Konstruieren (engl.: computer-aided design)
cfk	kohlefaserverstärkter Kunststoff
Cu ₆ Sn ₅	Legierung aus Kupfer und Zinn
D	Dentin
d. h.	das heißt
EDX	Energiedispersive Röntgenspektroskopie
ESEM	Elektronenmikroskopie in feuchtem Niedrigvakuum
etc.	et cetera
g	Gramm
Gew. %	Gewichtsprozent
GPa	Gigapascal
°	Grad
°C	Grad Celsius
IADT	International Association of Dental Traumatology
kg · cm ⁻²	Vickershärte
KHN	Mikrohärte nach Knoop
kHz	Kilohertz
kV	Kilovolt
µm	Mikrometer

μm^2	Quadratmikrometer
mbar	Millibar
MHV	Mikrohärte nach Vickers
mm	Millimeter
mm^2	Quadratmillimeter
mm^3	Kubikmillimeter
MPa	Megapascal
ms	Millisekunde
$\text{MS} \cdot \text{s}^{-1}$	Megasample pro Sekunde
mV	Millivolt
N	Newton
NRF	Neues Rezeptur-Formularium
PTFE	Polytetrafluorethylen
r_s	Spearman-Rangkorrelationskoeffizient
REM	Rasterelektronenmikroskop
S	Schmelz
SDG	Schmelz-Dentin-Grenze
Sn_8Hg	Legierung aus Zinn und Quecksilber
sog.	sogenannt
Tab.	Tabelle
TEGDMA	Triethylenglycol-Dimethacrylat
TEM	Transmissionselektronenmikroskop
u. a.	unter anderem
UDMA	Urethan-Dimethacrylat
UV	Ultraviolett
Vol. %	Volumenprozent
WHO	World Health Organisation
z. B.	zum Beispiel

1 Einleitung und Aufgabenstellung

Beinahe täglich wird der Zahnmediziner mit den Auswirkungen von stoß- oder schlagartigen Belastungen in der orodentalen Region konfrontiert. Zahntraumata sind die häufigsten Unfallfolgen im Mund-, Kiefer- und Gesichtsbereich. Der Wunsch nach optimaler Dentalästhetik hat in unserer Gesellschaft einen hohen Stellenwert mit steigender Tendenz. Dennoch nehmen unfallbedingte Zahnverletzungen, verursacht durch moderne Freizeitaktivitäten und Transportmittel (z. B. Inlineskating, Kickboarding, Skilifte oder Wasserrutschen) jährlich zu. Das Freizeitverhalten von Kindern und Jugendlichen stellt sich gegenwärtig wesentlich aggressiver und risikofreudiger dar, weshalb weltweit die Hälfte aller Kinder und Jugendlichen unfallbedingte Zahntraumata erleiden (Filippi 2009). Menschen im Erwachsenenalter sind zu 33% von Zahnunfällen betroffen (Glendor 2008). Am häufigsten geschehen Verletzungen dieser Art im häuslichen Umfeld. Bei Erwachsenen kommen Arbeits-, Sport- und Verkehrsunfälle hinzu, die nicht selten durch Gewalteinwirkungen bei körperlichen Auseinandersetzungen entstehen (Brunner et al. 2009, Bücher et al. 2013). Bei dadurch entstandenen Zahntraumata stehen die zahnärztliche Diagnostik und Therapie im Mittelpunkt. Grundsätzlich werden Zahnfrakturen von -dislokationen unterschieden. Kompliziertere Folgen wie Dislokationen oder Avulsionen treten seltener auf. Die häufigsten Verletzungen sind Schmelz- oder Kronenfrakturen (Bücher et al. 2013). Da zumeist Stürze oder Stöße gegen den Zahn ursächlich sind, wird von schlagartiger Beanspruchung der Zahnhartsubstanzen und parodontalen Strukturen gesprochen. In der vorliegenden Arbeit stehen die Zahnhartsubstanzen und deren Füllungswerkstoffe bezüglich des Schlagbiegeverhaltens im Fokus der Untersuchungen.

Gegenwärtig existiert eine große Auswahl an zahnärztlichen Restaurationswerkstoffen. Neben indirekten Restaurationen aus Goldlegierungen und Keramiken, verwendet der Zahnarzt in erster Linie direkte Füllungswerkstoffe. Neben Amalgam- und Goldlegierungen kommen hauptsächlich Komposite als Universalfüllungswerkstoff für Front- und Seitenzahnfüllungen zum Einsatz (Schmidseder 2008). Wie die Zahnhartsubstanzen sind auch diese schlagartigen Beanspruchungen ausgesetzt, d. h. dass Füllungswerkstoffe zur Wiederherstellung der Zahnhartgewebsstruktur dem Zielgewebe angepasst sein sollten. Hierbei spielen viele Faktoren, wie die Größe des Defektes, der Behandler sowie Wahl und Verarbeitung des Füllungsmate-

rials eine entscheidende Rolle. Das die Zahnhartsubstanzen ersetzende Material sollte daher adäquat in den physikochemischen und mechanischen Eigenschaften sein.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, das Bruchverhalten unterschiedlich hochgefüllter Komposite und Amalgam unter schlagartiger Beanspruchung mit den humanen Zahnhartgeweben zu untersuchen und daraus resultierend die Herstellung orts- und belastungsadaptierter Werkstoffe anzuregen.

Die Schlagzähigkeit ist ein wichtiger, jedoch wenig beachteter Kennwert für die Sprödigkeit eines Materials unter schlagartiger Krafteinwirkung und gibt bei Kompositen Informationen über die Wirksamkeit von Füllstoffen (Warkentin 2014). Füllstoffkörper sind als Bestandteil von Kompositen deren anorganische Komponente. Dabei werden niedrig-, mittel- und hochgefüllte Komposite und unterschiedliche Viskositäten (Hickel 2013) differenziert. Die für diese Untersuchung ausgewählten dentalen Komposite zählen zu den weltweit am häufigsten Verwendeten. Die Kenntnis über das Verhalten dieser Werkstoffe unter schlagartiger Beanspruchung ist für die Dentalindustrie essentiell und stellt eine wichtige Grundlage zur Erweiterung des Anwendungsspektrums dieser Werkstoffe, z. B. für Prothesenwerkstoffe dar.

Schwerpunkt der vorliegenden Arbeit ist der entwickelte und experimentell erprobte Schlagbiegeprüfstand nach Izod, der die Schlagbiegeuntersuchungen an Mikroprüfkörpern aus Zahnhartsubstanz, dentalen Kompositen und Amalgam ermöglicht. Unter Durchführung vergleichender Werkstoffprüfungen können so die Eignung eines Werkstoffes für den Einsatz am menschlichen Zahn festgestellt oder Verbesserungen erprobt werden (Polster 2013).

2 Stand der internationalen Literatur

2.1 Aufbau der Zahnhartsubstanzen

Der menschliche Zahn ist eine komplexe Verbundstruktur aus Hart- und Weichgeweben. Zu den Zahnhartgeweben zählen Zahnschmelz, Dentin und Zement. Zahnweichgewebe sind Pulpa und die Strukturen des Zahnhalteapparates.

Im Gegensatz zum Knochen besitzen Zahnhartgewebe keine Gefäße (Schumacher 1997). Der Zahnschmelz ummantelt die Zahnkrone bzw. das Dentin im Kronenbereich. Das Dentin wiederum erstreckt sich über Krone und Wurzel des Zahnes. Der Zement, deshalb auch als Wurzelzement bezeichnet, umgibt das Dentin im Bereich der Wurzel (Abb. 1).

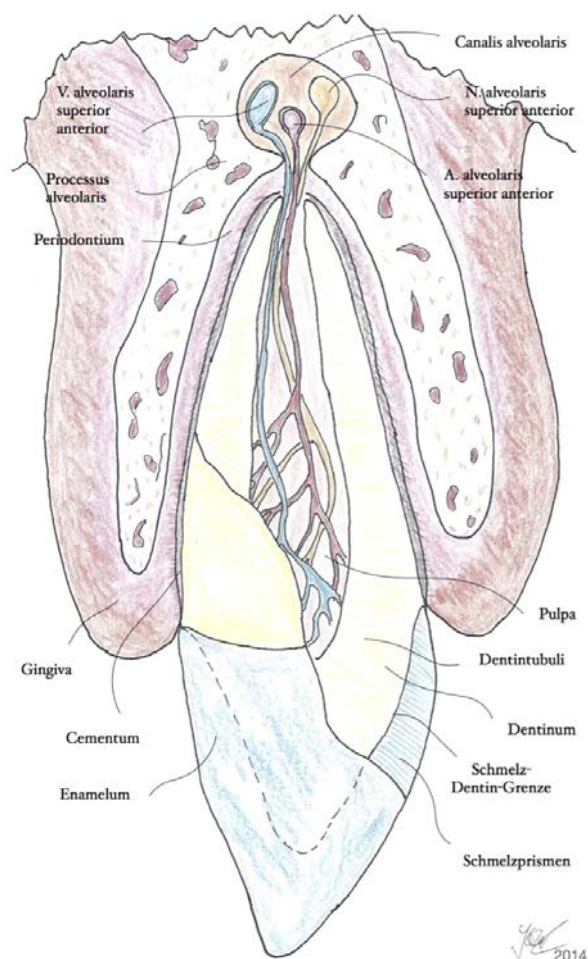


Abb. 1: Schneidezahn 11 im Teilschnitt

Die unterschiedlichen Kompartimente des Zahnes sind hochgradig anisotrope, inhomogene und viskoelastische Strukturen. Es handelt sich dabei auch um belastungsadaptierte und -optimierte Strukturen, wie das Knochengewebe. Zahnhartsubstanzen sind hochgefüllte Biopolymere (Warkentin 2014).

2.1.1 Zahnschmelz (*Enamelum*)

Die Härte des Zahnschmelzes wird durch kein anderes Gewebe übertroffen. Es ist das am stärksten mineralisierte Hartgewebe des menschlichen Körpers (Schumacher 1997). Daher ist das *Enamelum* vielmehr als kristallines Gefüge und nicht als Hartgewebe anzusehen, da es weder aus Zellen noch Zellfortsätzen besteht (Schroeder 1997). Der Zahnschmelz ist sehr spröde. Aufgrund der lebenslangen Nutzung des Gebisses kommt es zum Verschleiß des Zahnschmelzes, der im Vergleich zu den anderen Zahnkompartimenten nicht nachgebildet wird. Im Zahnschmelz laufen biochemische Veränderungen ab, z. B. De- und Remineralisation sowie Fluorideinlagerungen (Schumacher 1997).

Der menschliche Zahnschmelz enthält zwischen 93 und 98 Gew.% anorganische Mineralien, zwischen 1,5 und 4 Gew.% Wasser sowie ca. 1 Gew.% organische Matrix. Die geringe Menge organischen Materials besteht im ausgereiften Schmelz aus Proteinmatrizes, hauptsächlich Amelogenin, Ameloblastin, Enamelin und Tuftelin (ca. 58%), Lipiden (ca. 40%) und Spuren von Kohlenhydraten, Zitrat und Laktat. Hauptbestandteile der anorganischen Matrix sind Kalzium, Phosphor, Karbonat, Magnesium und Natrium, wobei die Zusammensetzung des Schmelzes durch Ernährung, Alter und zahlreiche andere Faktoren beeinflusst wird (Hellwig et al. 2013). Daher enthält permanenter Zahnschmelz mehr Phosphor und Kalzium als Milchzahnschmelz (De Menezes Oliveira et al. 2010). Durch diesen hohen Mineralgehalt wird die Resistenz gegenüber Abrasionen und Deformationen während des Kauvorganges gesteigert, jedoch nimmt damit auch die Sprödigkeit und Anfälligkeit für Frakturen zu (Rasmussen et al. 1976). Milchzähne sind geringer mineralisiert (86-88 Gew.%). Daher verfügen sie auch über eine geringere Abrasionsresistenz (Hellwig et al. 2013). Permanente Zähne haben eine Schmelzdicke von durchschnittlich 2,58 mm, wohingegen die Dicke des Milchzahnschmelzes 1,14 mm beträgt (De Menezes Oliveira et al. 2010).

Histologisch besteht der Zahnschmelz aus Schmelzprismen, die sich transmissionselektronenmikroskopisch als kleine Stäbchen darstellen (Abb. 2).

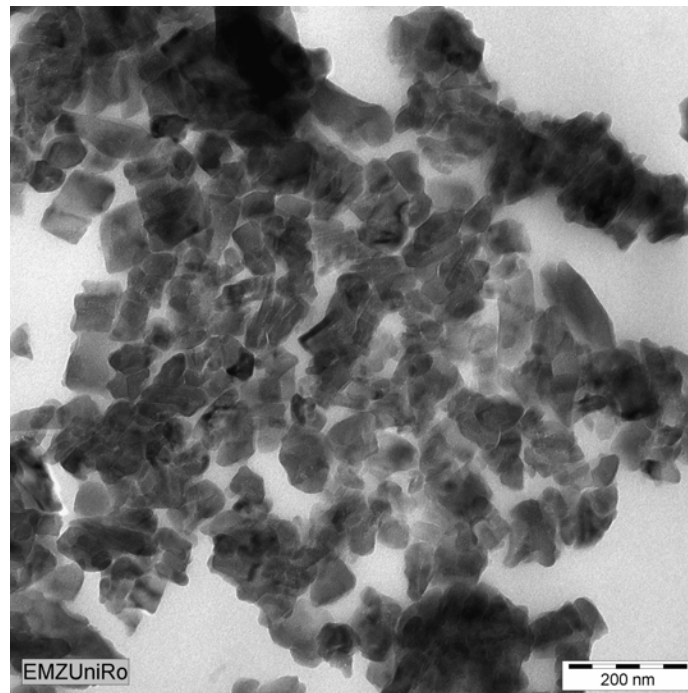


Abb. 2: Ultradünnschnitt (90 nm) von Zahnschmelz; TEM, unkontrastiert (Warkentin 2014)

Die Schmelz- oder Apatitkristallite werden aus Kalzium und Phosphat in einem Verhältnis von 1 zu 1,2 als Hydroxylapatit gebildet. Diese Kristallite verfügen über eine hexagonale Kristallgitterstruktur. Etwa 100 Schmelzkristallite liegen im Querschnitt zusammengefügt und bilden die sog. Schmelzprismen, die sich von der Schmelz-Dentin-Grenze bis fast zur Schmelzoberfläche erstrecken. Die Kristallite im Kern der Prismen sind dabei mit ihrer Längsachse parallel zur Längsachse des Prismas ausgerichtet. Je mehr sie zum Rand der Prismen gelegen sind, umso mehr fiedern sie aus und bilden einen größeren Winkel zur Prismenlängsachse. Die Schmelzprismenverbände sind entweder als Pferdehuf-, Schlüsselloch- oder zylindrischer Typ angeordnet. Zwischen diesen befindet sich die interprismatische Substanz, die aus ungeordneten Schmelzkristallen zusammengesetzt ist (Hellwig et al. 2013). Im Milchzahnschmelz sind die Schmelzprismen dichter angeordnet als in bleibenden Zähnen. Die Dichte der Schmelzprismen nimmt von der Schmelz-Dentin-Grenze bis hin zur Schmelzoberfläche in beiden Zahnarten leicht ab. Außerdem ist der Durchmesser der Schmelzprismen sowohl in permanenten als auch in Milchzähnen an der äußeren Schmelzoberfläche größer als an der Schmelz-Dentin-Verbindung. Dabei variieren die Prismendurchmesser von 3,22 μm bis

3,47 μm im Milchzahnschmelz und von 3,84 μm bis 4,34 μm im permanenten Zahnschmelz (De Menezes Oliveira et al. 2010). Bei Fraktursituationen innerhalb des Schmelzes, entstehen Frakturen in der Nähe der Prismen und nicht durch die Prismen hindurch (Rasmussen et al. 1976). Ihr Verlauf ist nicht gerade, sondern vor allem im inneren Schmelzmantel wellen- und im Bereich der Höcker spiralförmig. Einige Prismen weichen zu benachbarten um ca. 70 bis 90° ab (Popowics et al. 2004). Daraus resultiert eine erhöhte Frakturresistenz im Bereich der Höcker (Teaford et al. 2000). Die äußere Schmelzschicht ist bei allen Milchzähnen und in den Fissuren bzw. im Zervikalbereich aller permanenten Zähne prismenlos (Strub et al. 2011), dichter mineralisiert und härter als der übrige Schmelz (Schumacher 1997). In licht- und polarisationsmikroskopischen Bildern von Zahnschliffen lassen sich histologische Charakteristika beschreiben. Die längs getroffenen Schmelzprismen werden Parazonien und die quer geschnittenen Diazonien genannt. Die sog. Hunter-Schreger-Streifen sind polarisationsoptische Phänomene im Längsschnitt, die sich durch helle und dunkle Streifen unterscheiden (Abb. 3).

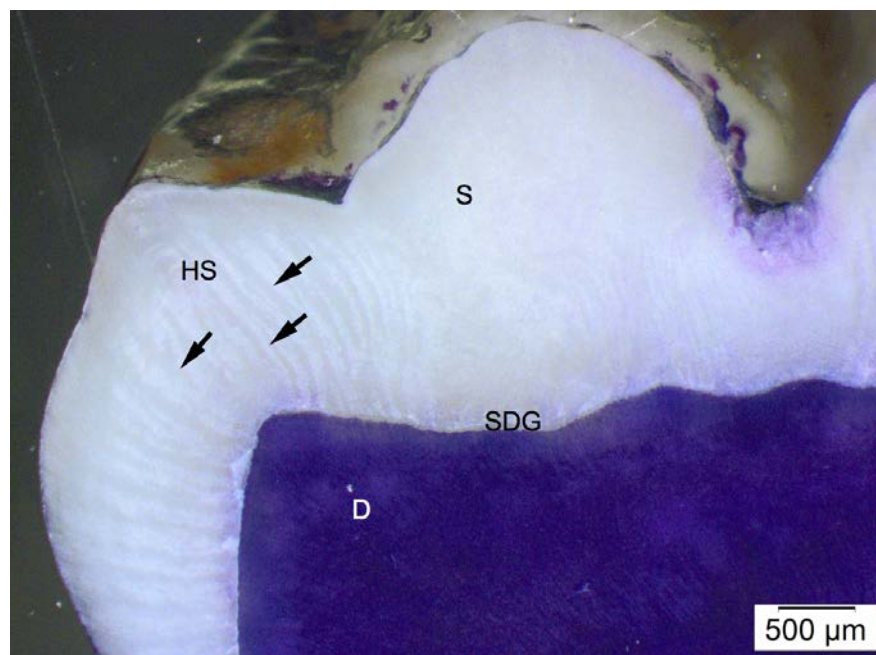


Abb. 3: Auflichtmikroskopie eines Zahnlängsschliffes des Weisheitszahnes 48 einer 18-jährigen Patientin: (S) Schmelz, (D) Dentin, (SDG) Schmelz-Dentin-Grenze und (HS, schwarze Pfeile) Hunter-Schreger-Streifen (Warkentin 2014)

Hunter-Schreger-Streifen zeigen regionale Variationen in ihrer Verteilung im Schmelz. Die Dichte der Hunter-Schreger-Streifen steigt von zervikal bis inzisal deutlich an, d. h. das

inzisale Viertel des Zahnes hat eine 2,5 bis 3,5fache Dichte der Hunter-Schreger-Streifung als der Zahnhalsbereich. Seitenzähne enthalten im okklusalen und Frontzähne im inzisalen Schmelzgefüge das Maximum an Hunter-Schreger-Streifen, somit in den Bereichen der höchsten funktionellen Belastung. Der Zahnhalsbereich verfügt über eine geringe Hunter-Schreger-Streifen-Dichte (Lynch et al. 2010). Daher stellen die zervikalen Regionen der Zähne eine Schwachstelle bezüglich der Entstehung von keilförmigen Zahnhalsdefekten dar (Lynch et al. 2011). Durch die Wachstumsrhythmik während der Schmelzreifung entstehen Retzius Linien, die sich an der Zahnoberfläche als Perikymatien (Vertiefungen) darstellen (Schumacher 1997).

Infolge seiner biochemischen Zusammensetzung und Hierarchie ist das *Enamelum* eine sehr inhomogene, biologische Struktur, die über richtungsabhängige Eigenschaften verfügt (Warkentin 2014).

2.1.2 Dentin (*Dentinum*)

Der größte Teil des menschlichen Zahnes besteht aus Dentin. Im Gegensatz zum Schmelz ist das Dentin ein vitales Hartgewebe, das zusammen mit der Pulpa eine funktionelle Einheit darstellt. Das Dentin wird während der gesamten Lebensdauer eines Zahnes gebildet und hat eine geringere Härte als Schmelz, stellt jedoch eine härtere Substanz als Knochen oder Wurzelzement dar (Schumacher 1997). Die Mikrohärtigkeit von Dentin beträgt 10 bis 90 MHV, wohingegen Schmelz über 270 bis 420 MHV verfügt (Warkentin 2014).

Dentin ist geringer mineralisiert als der Zahnschmelz und besteht es zu ca. 70 Gew.% aus anorganischen Mineralien, ca. 20 Gew.% organischer Matrix (v. a. Typ-I-Kollagene) und ca. 10 Gew.% aus Wasser. Die anorganischen Bestandteile enthalten, ebenso wie im Zahnschmelz, Apatitkristallite bzw. amorphes Kalziumphosphat, jedoch sind die Kristallite des Dentins wesentlich kleiner. Außerdem liegen die Kristallite nicht in Prismenform vor und sind in Abhängigkeit von der Dentinart ungerichtet angeordnet (Hellwig et al. 2013). Zu den typischen Strukturmerkmalen des Dentins zählen die Dentinkanälchen (*Tubuli dentinales*), die bereits 1772 von Leeuwenhoek beschrieben wurden (Schumacher 1997). Die Dentintubuli enthalten Odontoblastenfortsätze (Tomes-Fasern), die den Nährstofftransport auch nach Ab-

schluss der Zahnbildung zwischen Pulpa und Zahnhartsubstanzen gewährleisten. Das Dentin ist somit eine inhomogene, anisotrope Zahnhartsubstanz, die radiär von Kanälchen durchzogen wird. Innerhalb der Tubuli sind die Tomes-Fasern von einer Flüssigkeit, dem Dentinliquor, Kollagenfibrillen oder peritubulärer Dentinmatrix umgeben. Kanalvolumen und -durchmesser nehmen von pulpanah in Richtung der Schmelz-Dentin-Grenze ab (Hellwig et al. 2013). Nach Garberoglio und Brännström (1976) kommen im bleibenden Zahn eines jungen Erwachsenen pulpanah 43.000 Dentinkanälchen pro mm^2 vor, die einen Durchmesser von ca. $1,9 \mu\text{m}$ aufweisen. Im Gegensatz dazu befinden sich schmelznah nur 19.000 Dentintubuli pro mm^2 mit einem Durchmesser von ca. 800 nm . Die Odontoblastenfortsätze erreichen dabei Längen von bis zu 5 mm (Schumacher 1997). Die Dentinkanälchen verzweigen sich pulpafern in End- und Seitenäste. Diese Verzweigungen teilen sich in große über feine bis hin zu Mikroästen (Mjör und Nordahl 1996). In bleibenden Zähnen weisen die Dentinkanälchen von der Pulpaoberfläche bis zur Schmelz-Dentin-Grenze eine S-Form auf, während Milchzähne überwiegend gerade verlaufende Kanäle besitzen (Chowdhary und Subba Reddy 2010). Bei hohen Beanspruchungsgeschwindigkeiten des Zahnes, z. B. durch plötzliches Beißen auf etwas Hartem, kommt es durch flüssigkeitsgefüllte Dentintubuli zur hydraulischen Dämpfung im Dentin und somit zur Verhinderung frühzeitiger Frakturen (Warkentin et al. 2012). Das Alter des Zahnes und die daraus resultierende Hydrierung des Dentins haben einen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften. Demnach ist Dentin eines jungen Menschen mechanisch stabiler als Dentin eines älteren Menschen (Arola und Reprogel 2005). Die Dentinkanälchen sind von peritubulärem Dentin umsäumt, das die Kanalwände auskleidet. Charakteristisch ist die Homogenität und Dichte sowie der stärkste Mineralisationsgrad im Vergleich zu anderen Dentinstrukturen. Es kann im Alter durch Apposition zunehmen (Dentinsklerose). Das intertubuläre Dentin befindet sich zwischen den Dentintubuli und ist weniger dicht mineralisiert und besteht zu 50% aus Kollagenfibrillen, die ein dreidimensionales Geflecht formen. Weitere Strukturmerkmale des Dentins sind Wachstumslinien, die nach Ebner und Owen benannt wurden (Hellwig et al. 2013).

Topographisch lassen sich verschiedene Dentinarten unterscheiden (Strub et al. 2011):

- Prädentin: Hypomineralisierte, pulpanahe, schmale Schicht,

- Zirkumpulpaes Dentin: Hauptanteil des Dentins,
- Manteldentin: Äußere Schicht, weniger dicht mineralisiert als das zirkumpulpale Dentin, enthält sich stark verzweigende Tomes-Fasern (Abb. 4).

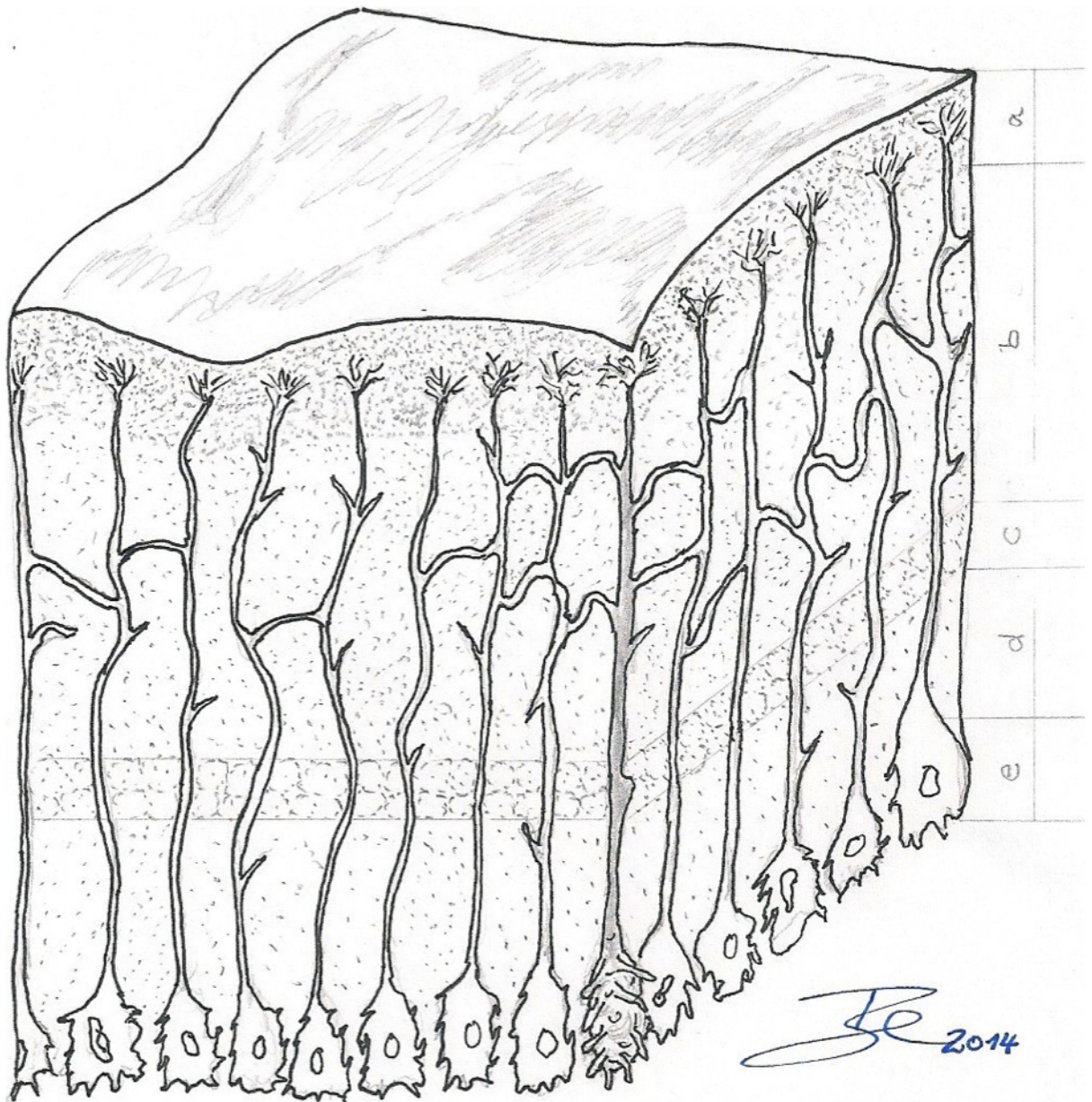


Abb. 4: Dentinstrukturen, Volumensegment: (a) Manteldentin, (b) zirkumpulpaes Dentin, (c) Zwischendentin (Mineralisationsfront), (d) Prädentin, (e) Odontoblastenschicht (modif. nach Schumacher 1997)

Infolge einer Kronenfraktur kommt es zur Ruptur zahlreicher Odontoblastenfortsätze und zur Eröffnung der periodontoblastischen Räume (Dentinwunde). Folglich entstehen direkte

Infektionswege zur Pulpa. Dabei können Ionen und Bakterien in das Dentin diffundieren. Weiterhin entsteht bei einer Dentinwunde eine Schmierschicht, die das Dentin vor weiterer Permeabilität schützen soll (Schumacher 1997).

2.1.3 Schmelz-Dentin-Grenze

Die Schmelz-Dentin-Grenze stellt die Grenzregion zwischen dem Dentin von innen und dem Schmelz von außen dar. Diese 50 bis 100 µm breite, funktionelle Zone wirkt als risshemmende Struktur für Infrakturen, die im spröden Zahnschmelz entstehen. Die Schmelz-Dentin-Grenze wird von Kollagenfibrillen durchzogen, die in den Schmelz eindringen. Lichtmikroskopisch stellt sich die Schmelz-Dentin-Grenze als scharf abgegrenzte Linie dar und repräsentiert die Ursprungsposition der Grundmembran der Amelo- und Odontoblasten im embryonalen Zahn. Die Schmelz-Dentin-Grenze ist eine Verbundstruktur, die zwei Strukturen unterschiedlicher mechanischer Eigenschaften miteinander verbindet (Abb. 5).

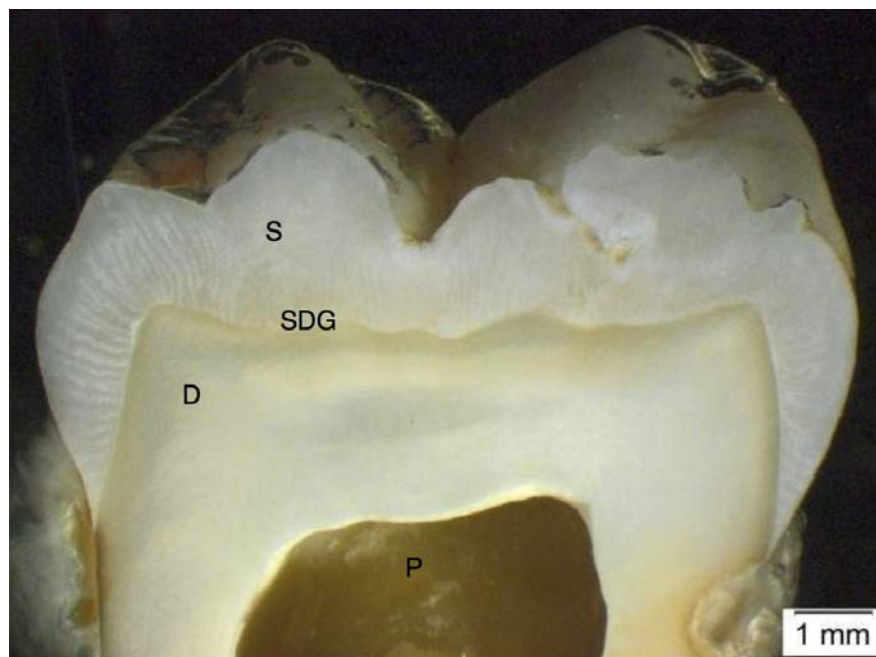


Abb. 5: Auflichtmikroskopie eines Zahnlängsschliffes des Weisheitszahnes 48 einer 18-jährigen Patientin: (S) Schmelz, (D) Dentin, (SDG) Schmelz-Dentin-Grenze und (P) Pulpa (Warkentin 2014)

Durch die Schmelz-Dentin-Grenze hindurch werden auftreffende Kräfte (z. B. Kaukräfte) vom Schmelz zum Dentin übertragen und weitere Ausbreitungen von Mikrorissen aus dem Schmelz ins Dentin verhindert (Lin und Douglas 1994). Imbeni et al. (2005) stellten fest,

dass mehr als 75% der Risse die Schmelz-Dentin-Grenze durchdringen und nach ca. 10 μm im Manteldentin enden. Dabei kommt es zum sog. „Überbrückungsmechanismus“. Es handelt sich um nicht frakturierte Dentinbereiche (Kollagenfibrillen), welche die weitere Ausbreitung von Rissen im Dentin verhindern. Bei Mikrorissen kommt es zur Trennung von Schmelzprismen. Diese Prismen sind senkrecht zur Schmelz-Dentin-Grenze ausgerichtet. Nur einige Mikrorisse, die im Winkel von 30 bis 75° auf die Schmelz-Dentin-Grenze treffen, durchdringen diese (Imbeni et al. 2005). Die Größe der Schmelz-Dentin-Grenze variiert zwischen den unterschiedlichen Zahnarten. Zähne im Molarenbereich (637-1700 μm^2), die massiveren Kaukräften standhalten müssen, verfügen über eine größer und stärker ausgeprägte Schmelz-Dentin-Grenze als Incisivi (686-910 μm^2) (Brauer et al. 2010).

2.1.4 Wurzelzement (*Cementum*)

Der Wurzelzement wird anatomisch dem Zahn, funktionell jedoch dem Zahnhalteapparat zugeordnet. Es ist die am geringsten mineralisierte Zahnhartsubstanz. Sie besteht aus 61 Gew.% Mineralien, 27 Gew.% organischer Matrix und 12 Gew.% Wasser. Von koronal (50-150 μm) nach apikal (200-600 μm) verbreitert sich die Zementschicht (Wolf et al. 2012). Der koronale Bereich ist eine zellfreie Substanz, während nach apikal Zementozyten vorkommen (Strub et al. 2011). Die Schmelz-Zement-Grenze ist nicht immer einheitlich konfiguriert. Bei 30% aller Zähne treffen Schmelz und Zement direkt aufeinander, während in 60% der Fälle Wurzelzement den Schmelz zervikal überlappt und in 10% der Zahnhalsbereich unbedeckt ist.

In Struktur und Härte (30 bis 50 KHN) ähnelt der Wurzelzement dem menschlichen Knochen. Jedoch ist Wurzelzement nicht vaskularisiert. Wurzelzement wird zeitlebens nachgebildet und aufgelagert. Durch diese Zementogenese sind auch im Wurzelzement Wachstumslinien sichtbar (Abb. 6). Im Verlauf von 60 Jahren kann sich dessen Dicke verdreifachen (Hellwig et al. 2013). Neben der physiologischen Zementogenese sind u. a. Wurzelfrakturen ursächlich, die nach entsprechender Behandlung ausheilen. Dabei kommt es zur Zementanlagerung zwischen den frakturierten Fragmenten. Des Weiteren treten lokalisierte oder generalisierte Hyperzementosen auf, die eine überdurchschnittliche Zementbildung darstellen. Zementogenese findet auch während der Elongation von Zähnen statt. Dabei kommt es apikal kompensatorisch zu einer Zementauflagerung. Des Weiteren wird der Zahnhalteappa-

rat bei Parodontitiserkrankungen massiv geschädigt. Nach entsprechender Therapie kann es unter günstigen Voraussetzungen zur Zementogenese kommen (Hellwig et al. 2013).

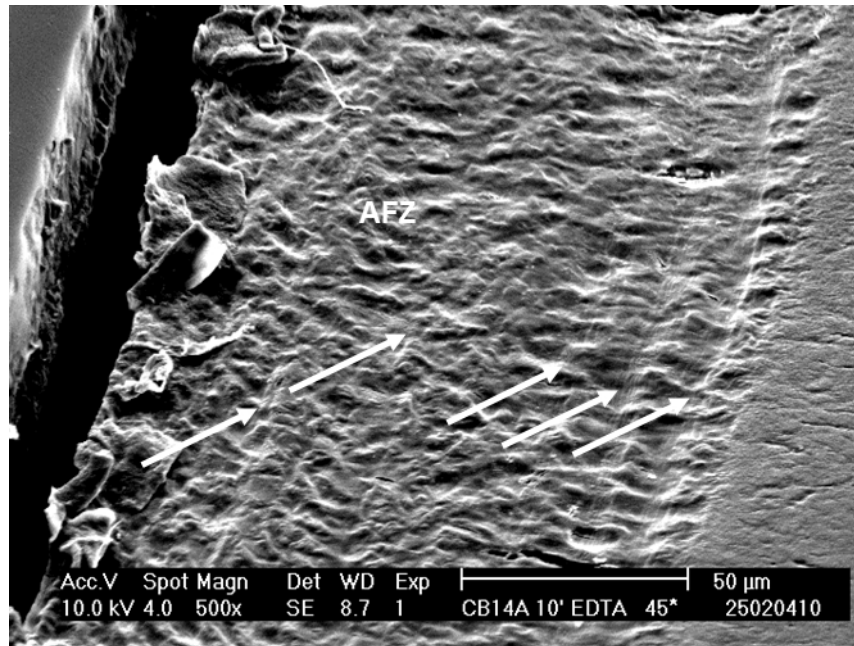


Abb. 6: Wachstumslinien des azellulären Fremdfaserzementes (AFZ) (Warkentin 2014)

Es wird in vier Zementarten differenziert (Strub et al. 2011):

- Azellulärer Fremdfaserzement: Zellfreie Zementart, die von Fremdfasern (Sharpey'sche Fasern) durchzogen wird. Es kommt in den zervikalen und mittleren Wurzelabschnitten vor.
- Zellulärer Gemischtfasierzement: Enthält Zementozyten, die Eigenfasern bilden (von-Ebner-Fibrillen) und Sharpey'sche Fasern. Diese Zementart kommt im apikalen Wurzel Drittel und in Bi- bzw. Trifurkationen vor.
- Azellulär-afibrillärer Zement: Zell- und faserfreie Zementart, die im zervikalen Bereich dem Schmelz aufliegt.
- Zellulärer Eigenfasierzement: Es besteht aus Zementozyten und von-Ebner-Fibrillen und bei Reparationsprozessen (z. B. Zahntraumata) gebildet.

2.2 Häufigkeit und Ursachen traumatisch bedingter Zahnhartsubstanzveränderungen

Die orodentale Region verfügt über lediglich ca. 1% des Gesamtkörperanteils, jedoch sind in diesem Bereich 5% aller Traumata zu verzeichnen (Petersson et al. 1997). Epidemiologisch sind mehr als 50% aller Kinder und Jugendlichen von Zahnunfällen betroffen, davon etwa 30% im Milchgebiss (Filippi 2011). Im Vorschulalter haben orale Traumata einen Anteil von ca. 18% der Gesamtkörperverletzungen (Petersson et al. 1997). Glendor (2008) verweist in einer globalen retrospektiven 12-Jahresstudie, dass 25% aller Schulkinder bei permanenter Bezahnung mit traumatisch bedingten Zahnverletzungen konfrontiert werden, während im Milchzahngabiss ca. 33% der Vorschulkinder Zahntraumata erfahren. In der internationalen Literatur sind regional bedingte Unterschiede beschrieben. In China kam es zu vergleichsweise geringen Prävalenzen (7,1%) unter acht- bis zwölfjährigen Kindern auf Grund strenger Erziehung durch Eltern und Bildungsauthoritäten sowie beschränkter Freizeitaktivitäten der Kinder als in anderen Kulturen (Chen et al. 2014). In Nigeria z. B. trat eine Prävalenz von 12,8% unter zwölfjährigen Mädchen und Jungen auf (Adekoya-Sofowora et al. 2009), wohingegen in einer weiteren Untersuchung aus Nigeria ein häufigeres Vorkommen traumatisch bedingter Zahnverletzungen (15,2%) festzustellen war (Taiwo und Jalo 2011). In den USA wurde unter sechs- bis 20-jährigen Kindern und Jugendlichen unterschiedlicher ethnischer Herkunft eine höhere Prävalenz (15,9%) festgestellt (Shulman und Peterson 2004). In Brasilien hingegen waren 36,8% der ein- bis fünfjährigen Vorschüler betroffen. Kinder im Vorschulalter bis zu fünf Jahren werden als Hochrisikogruppe eingestuft, da sie in dieser Zeit mit dem Laufen beginnen und sich ihre motorischen Fähigkeiten entwickeln. Des Weiteren verfügen sie seltener, abhängig von ihrer Lebenssituation, über einen Zugang zur medizinischen Versorgung (Granville-Garcia et al. 2006). Prävalenzdaten aus weiteren Nationen sind in Abbildung 7 dargestellt.

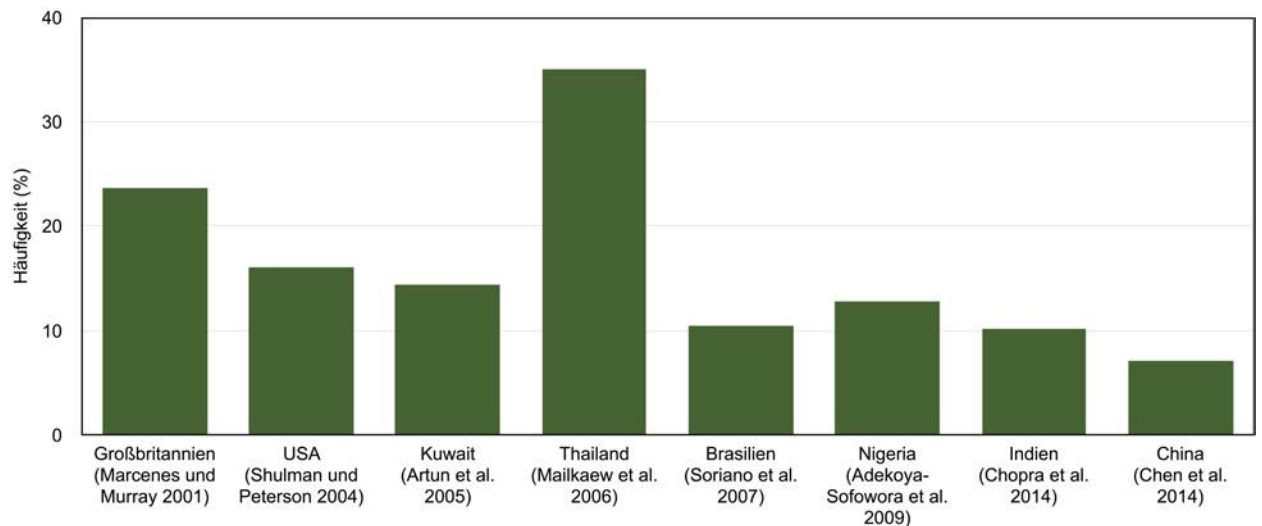


Abb. 7: Prävalenz traumatisch bedingter Zahnverletzungen permanenter Zähne von Kindern und Jugendlichen unterschiedlicher Regionen

Die Variationen ergeben sich durch unterschiedliche Datenerfassungsmethoden und diagnostische Kriterien (Traebert et al. 2003). Weiterhin entstehen sie durch Unterschiede im kindlichen Verhalten sowie kulturellen Differenzen (Chopra et al. 2014). Traumatisch bedingte Zahnhartsubstanzveränderungen treten vorwiegend im Frontzahnbereich auf (Abb. 8).



Abb. 8: Isolierte, inzisale Schmelzfraktur der Zahnkrone 21 eines zehnjährigen Patienten nach Sturz (Praxis Dr. med. dent. B. von Schwanewede)

Am häufigsten sind die zentralen Oberkieferincisivi involviert (Skaare und Jacobsen 2005, Chopra et al. 2014). Dies gilt sowohl für permanente als auch für Milchzähne (Glendor 2008).

Zahn 21 wird als der am häufigsten traumatisch geschädigte Zahn registriert (Cetinbas et al. 2008; Piovesan et al. 2012; Schuch et al. 2013, Wendt et al. 2010). In einer nigerianischen Studie über zwölfjährige Kinder unterliegt hingegen Zahn 11 am häufigsten einem Trauma. Durch die Verwendung unterschiedlicher Methoden zur Datenerstellung lassen sich diese Variationen bzgl. der Zähne 11 und 21 erklären (Taiwo und Jalo 2011). Im Verhältnis dazu werden die lateralen Oberkieferincisivi deutlich weniger verletzt, die Unterkieferincisivi noch seltener (Abb. 9 und 10).

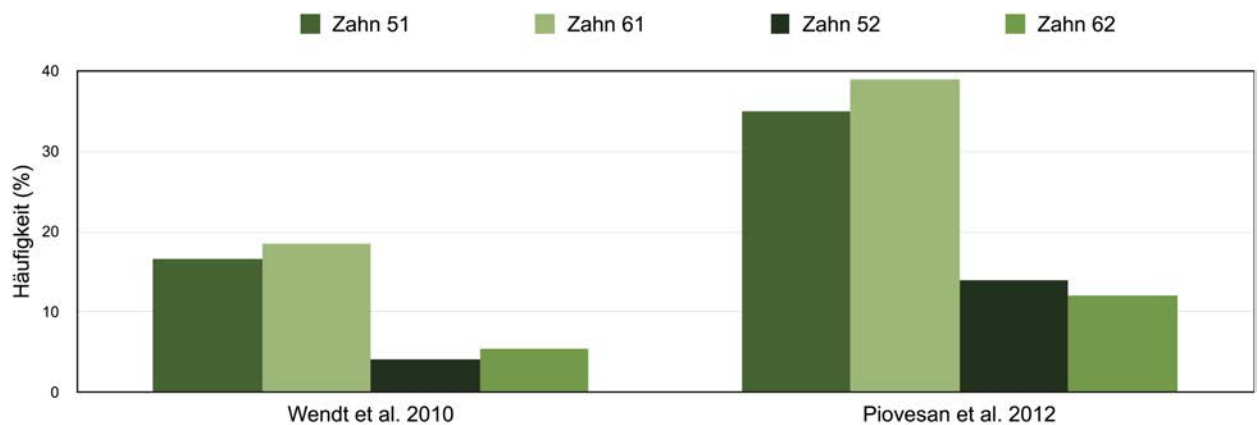


Abb. 9: Häufigkeit der Verletzungen von Oberkieferschneidezähnen im Milchgebiss

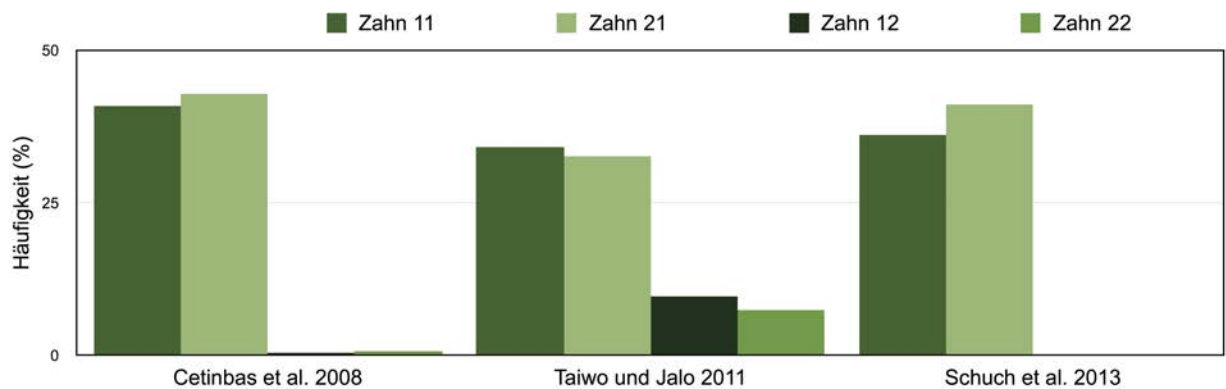


Abb. 10: Häufigkeit der Verletzungen von Oberkieferschneidezähnen im permanenten Gebiss

Filippi und Krastl (2007) ermittelten, dass abhängig von Aktivität und Verhalten der Kinder, traumatisch bedingte Zahnhartsubstanzenveränderungen im permanenten Gebiss im Alter von neun bis zwölf Jahren sowie im 16. Lebensjahr bevorzugt auftreten. Im Milchgebiss ist ein Häufigkeitsmaximum zwischen dem dritten und vierten Lebensjahr nachweisbar.

In der Literatur werden Risikofaktoren definiert, welche die Wahrscheinlichkeit eines Zahn-

traumas erhöhen. Filippi (2009) teilt die Risikofaktoren in „Klassische“ und „Neuere“ ein. Zu den „Klassischen“ zählen anatomische Besonderheiten, wie die vergrößerte sagittale Schneidekantenstufe, protrudierte Oberkieferincisivi, die inadäquate Lippenbedeckung sowie der anterior offene Biss. Für diese Gruppe hat zusätzlich das Ausüben von Risikosportarten und das häufiger betroffene männliche Geschlecht eine Risikoerhöhung zur Folge. Atabek et al. (2014) untersuchten sowohl das Milch- als auch das bleibende Gebiss 7 bis 14-jähriger Kinder und fanden, dass Jungen häufiger von Zahnunfällen betroffen sind als Mädchen. Übereinstimmungen dazu zeigen weitere Studien (Skaare und Jacobsen 2005, Tuli et al. 2005, Huang et al. 2009, Patel und Sujan 2012). Oliveira et al. (2007) hingegen stellten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Geschlechtern fest. Zur Gruppe der „Neueren“ Risikofaktoren zählt das kindliche Übergewicht (Soriano et al. 2009, Goettems et al. 2014). Eine mögliche Erklärung ist die geringe Neigung zur Aktivität und Geschicklichkeit (Goettems et al. 2014). Des Weiteren werden Hyperaktivität bei Kindern (Sabuncuoglu et al. 2005) und das sozioökonomische Umfeld (Jorge et al. 2009) dieser Gruppe zugeordnet. Glendor (2009) fasste aus Literaturstudien der letzten 30 Jahre die Ätiologie unfallbedingter Zahntraumata zusammen. Im Wesentlichen lassen sich Unfälle und Verletzungen durch die Art der Gewaltwirkung unterscheiden. Letzteres betrifft meist junge Erwachsene und Ältere, die unter Alkoholeinfluss und dadurch gesteigerter Aggressivität aktiv oder passiv mit Rohheitsdelikten konfrontiert sind (Bücher et al. 2013). Kinder erleiden zumeist häusliche Zahnunfälle durch Stürze (Adekoya-Sofowora et al. 2009) und durch Kollisionen mit Gegenständen oder Menschen (Cetinbas et al. 2008), wie z. B. beim Laufen oder Gehen bzw. auf Sport- oder Spielplätzen. Eine weitere Ursache sind Verkehrsunfälle (Abb. 11).

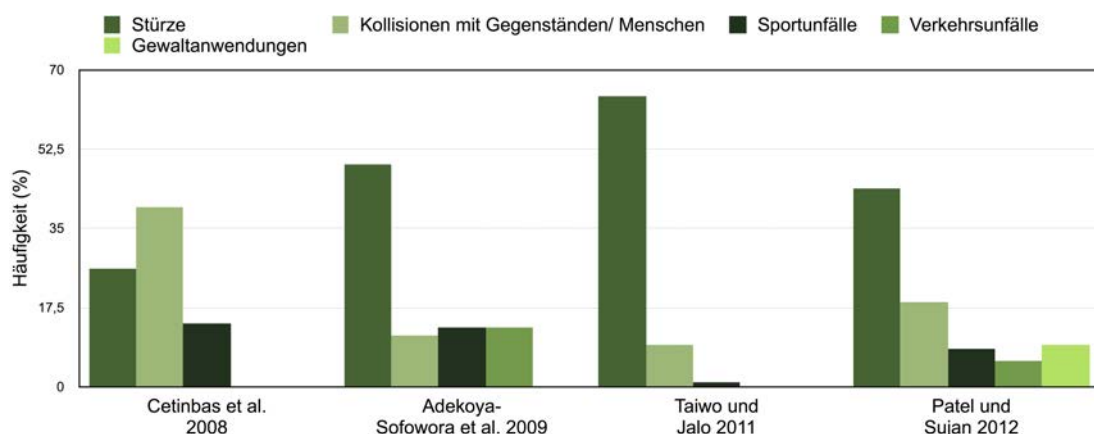


Abb. 11: Ätiologie traumatisch bedingter Zahnverletzungen bei Kindern

Das Betreiben moderner Sportaktivitäten, wie z.B. Mountainbiking und Inline-Skating sowie von Risikosportarten (Eishockey, Handball, Basketball und Kampfsport) nimmt zu. Ebenso ist saisonal eine Häufigkeitsverschiebung von Zahntraumata nachweisbar. In den Sommermonaten ist eine größere Anzahl an Unfällen zu verzeichnen (Filippi 2009, Atabek et al. 2014). Im November hingegen ist die Verletzungshäufigkeit am geringsten (Tuli et al. 2005). In Davos (Schweiz) wird bei den Wintersportarten Skifahren und Snowboarden eine Prävalenz dentaler Traumata von lediglich 2,2% festgestellt (Innerhofer et al. 2013).

Prinzipiell können sowohl im permanenten als auch im Milchgebiss identische Verletzungsarten auftreten. Allerdings ist der Alveolarfortsatz während der lactealen Phase spongiöser und elastischer und die Zahnwurzel kann schon teilweise resorbiert sein. Schatz und Joho (1994), Bücher et al. (2013) sowie Toprak et al. (2014) stellten fest, dass im Milchgebiss Dislokationsverletzungen deutlich häufiger auftreten als Frakturen.

Aktuelle Studien verweisen jedoch darauf, dass Kinder meist isolierte Schmelzfrakturen erleiden. Dies gilt für beide Gebissphasen (Hargreaves et al. 1999, Marcenes et al. 2001, Marcenes und Murray 2001, Shulman und Peterson 2004, Granville-Garcia et al. 2006, Malikaew et al. 2006, Oliveira et al. 2007, Jorge et al. 2009, Norton und O'Connell 2012, Piovesan et al. 2012, Wendt et al. 2012, Bhayya und Shyagali 2013, Siqueira et al. 2014).

Bücher et al. (2013) publizierten im Ergebnis einer Untersuchung unter 216 Patienten (Altersverteilung: 1 bis 68 Jahre, Altersgipfel = 9 Jahre) im Zeitraum von 2004 bis 2008 an der Münchener Ludwig Maximilian Universitätsklinik, dass kombinierte Schmelz- und Dentinfrakturen ohne Pulpaexposition als Hauptverletzung im permanenten Gebiss dominieren. Komplizierte Kronenfrakturen, d. h. Schmelz- und Dentinbrüche mit Freilegung der Pulpa sind im permanenten Gebiss häufiger nachzuweisen als im Milchgebiss (Abb. 12). Kombinierte Kronen- und Wurzelfrakturen kommen ausschließlich im permanenten Gebiss vor. Zahnverletzungen, welche die Zahnstrukturen betreffen, werden aus didaktischer und therapeutischer Sicht neu klassifiziert und sind übersichtlich in Tabelle 1 dargestellt. Weitere Verletzungsarten stellen Diskolorationen der Zahnkrone und Avulsionen dar. Verfärbungen der Zahnhartsubstanz infolge z.B. eines Sturzes treten weniger häufig auf (Marcenes et

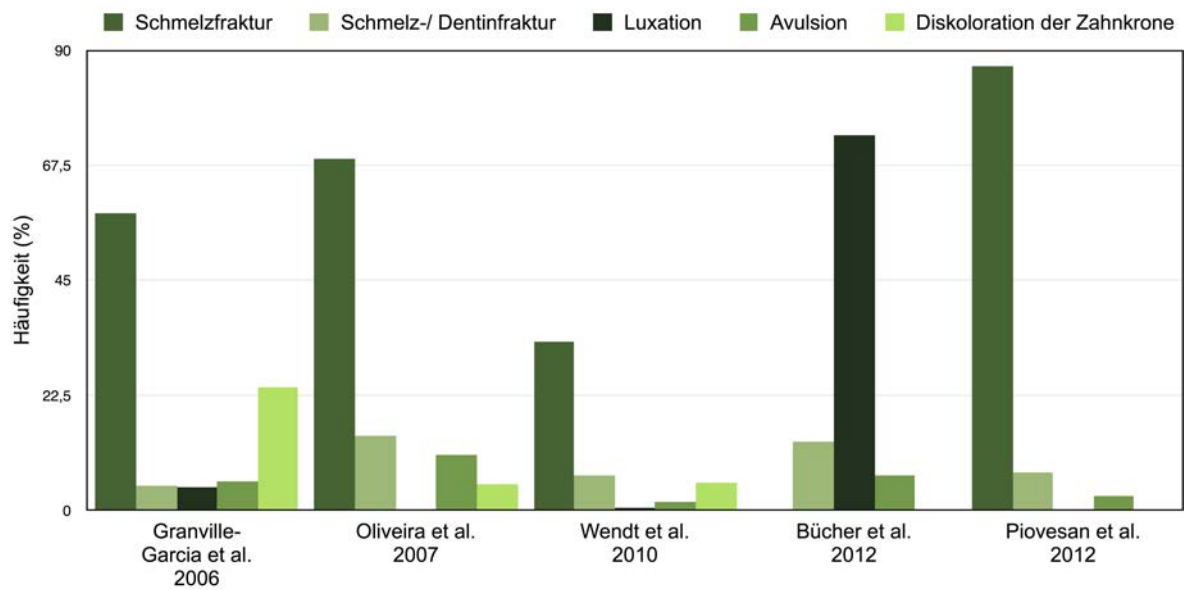


Abb. 12: Unfalldiagnosen bei Kindern im Milchgebiss

Tab. 1: Einteilung der unfallbedingten Zahnfrakturen (Filippi 2009)

Art der Zahnfraktur	Beschreibung	Therapeutisch relevante Unterteilung
Schmelzriss/-sprung	k. A.	keine üblich
Kronenfrakturen	extraalveolärer Verlauf des Bruchspaltes	a) Fragment vollständig vorhanden oder verloren b) mit oder ohne Pulpaexposition
Kronen-Wurzel-Frakturen	Kombiniert intra-/extraalveolärer Verlauf des Bruchspaltes	Aus therapeutischer Sicht keine erforderlich
Wurzelfrakturen	intraalveolärer Verlauf des Bruchspaltes	a) mit oder ohne Dislokation der Fragmente b) Pulpasensibilität erhalten oder verloren

al. 2001, Norton und O’Connell 2012). Avulsionen, d.h. vollständige Luxationen des Zahnes kommen hingegen vermehrt bei trachealen Intubationen vor (Gaudio et al. 2010). Die jeweilige Therapieempfehlung ist den „Dental Trauma Guidelines“ zu entnehmen. Diese Richtlinien werden von der „International Association of Dental Traumatology“ (IADT) herausgegeben und regelmäßig aktualisiert.

Im Erwachsenenalter treten bei ca. 33% der Menschen unfallbedingte Zahnverletzungen auf (Glendor 2008). Wie auch im Kindes- und Jugendalter sind die Zähne 11 und 21 am häufigsten betroffen (Brunner et al. 2009, Shulman und Peterson 2004, Vogel et al. 2009). Abbildung 13 und 14 zeigen die Häufigkeitsverteilung von Frontzahnverletzungen sowie exemplarisch Schmelz-Dentin-Frakturen der Zähne 21 und 22 einer jungen Erwachsenen.

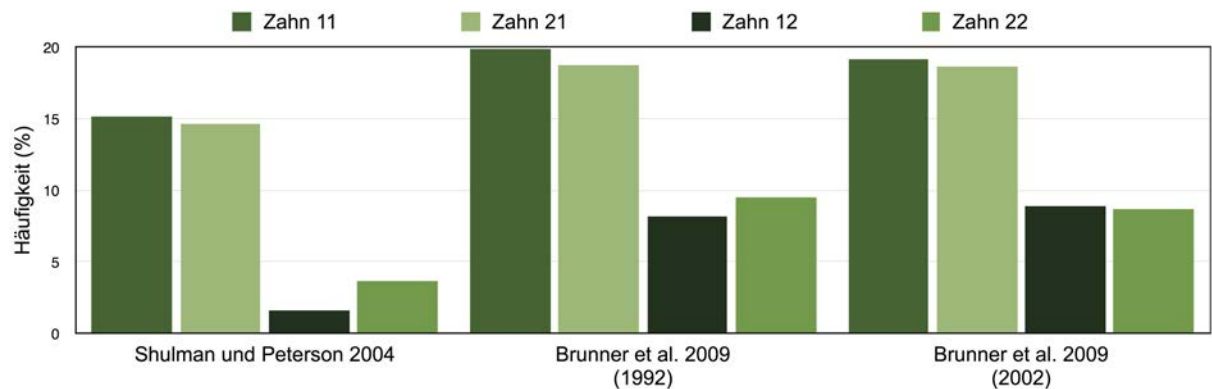


Abb. 13: Häufigkeit der Verletzungen von Frontzähnen im Erwachsenenalter



Abb. 14: Kronenfraktur der Zähne 21 und 22 einer 26-jährigen Patientin nach Kollision (Praxis Dr. med. dent. B. von Schwanewede)

Brunner et al. (2009) ermittelten, dass in der Schweiz jeweils in den Jahren 1992 und 2002 unter 23.000 registrierten Verletzungen 20% aller Zahntraumata an Prämolaren und Molaren auftreten und dass Kronenfrakturen ohne Pulpaexposition am häufigsten festzustellen sind. 2002 kamen insbesondere im Alter von 40 bis 49 Jahren traumatisch bedingte Zahnhartsubstanzveränderungen vor, während 1992 der Altersgipfel von 30 bis 39 Jahren noch deutlich darunter lag. Shulman und Peterson (2004) verweisen auf eine Prävalenz von Zahntraumata unter 21 bis 50-jährigen US-Bürgern, die fast doppelt so hoch ist als die unter sechs- bis 20-jährigen Kindern und Jugendlichen. Die meisten Unfälle (ca. 50%) treten im häuslichen Umfeld auf, wobei ca. 25% der Zahnverletzungen sich am Arbeitsplatz und 20% beim Sport (hauptsächlich Fußball und Eishockey) ereignen. Ursache sind vielfach Schlag- oder Stößeinwirkungen in der orofazialen Region, gefolgt von Stürzen und Verkehrsunfällen (Brunner et al. 2009). Ätiologisch gesondert ist die endotracheale Intubation während der Allgemeinanästhesie zu bewerten. Hier sind zunehmend ältere Patienten (> 60 Jahre) von Kronenfrakturen und Dislokationen betroffen. Verluste von Zähnen, die u.a. parodontal vorgeschädigt sind, kommen dabei verhältnismäßig oft vor (Vogel et al. 2009) (Abb. 15). In der Untersuchung von Gaudio et al. (2010) traten bei 50% aller Erwachsenen während der Intubation Verluste von einzelnen beweglichen Zähnen auf.

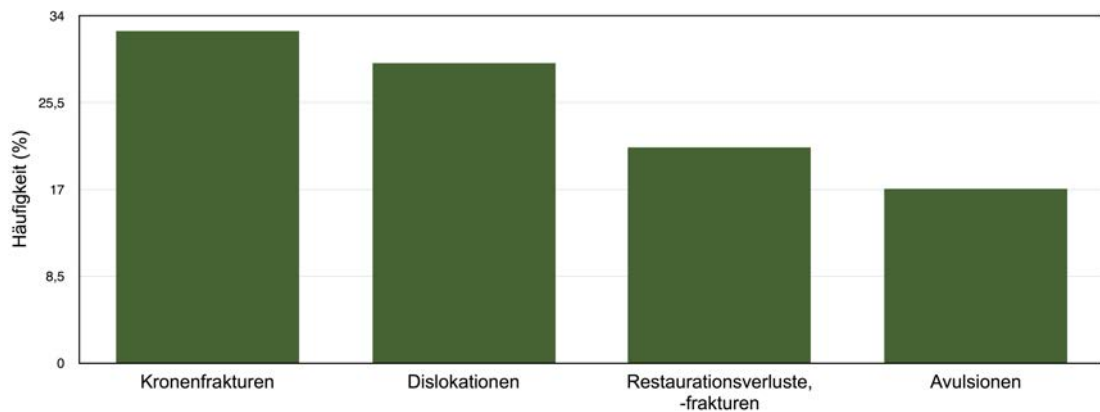


Abb. 15: Traumatisch bedingte Zahnverletzungen durch Intubationen im permanenten Gebiss (Vogel et al. 2009)

Weiterhin treten schlagartige Belastungen der Zähne außerdem während des Kauvorganges auf. Der sogenannte „Kirschkerneffekt“ beschreibt das plötzliche Auftreten lokaler Spannungskonzentrationen, z. B. durch das Aufbeißen auf etwas Hartem. Das daraus resultierende „Cracked tooth syndrome“ wurde erstmals von Cameron (1964) erwähnt und von Lynch

und McConnell (2002) aktualisiert. Dabei handelt es sich um inkomplette Frakturen vitaler Zähne im Seitenzahnbereich, die sich bis in das Dentin ausbreiten und mitunter die Pulpa schädigen. Da die zweiten Molaren des Unterkiefers eine höhere Inzidenz aufweisen, wird postuliert, dass durch den geringen Abstand zum Kiefergelenk, basierend auf dem Hebeleffekt, eine stärkere Kraft auf diese Zähne einwirkt (Cameron 1964). Zusätzlich sind diese Molaren bei exzentrischen Kontakten okklusalen Zahntraumata ausgesetzt, welche im wesentlichen durch Bruxismus entstehen. Roh und Lee (2006) stellten die Mehrzahl der Frakturen an unversehrten, intakten Oberkiefermolaren fest. Bei unter 20jährigen Menschen konnte das „Cracked tooth syndrome“ bisher nicht nachgewiesen werden. Erst im Alter von 20 bis 29 Jahren ist die Diagnose „Cracked tooth syndrome“ (12,8%) zu verzeichnen, während vor allem bei Männern ein Häufigkeitsmaximum in den 4. und 5. Dekaden (53,9%) bestätigt wird (Roh und Lee 2006).

2.3 Dentale Füllungswerkstoffe

2.3.1 Komposite

Der Wunsch nach zahnfarbenen Restaurationswerkstoffen, insbesondere für den Frontzahnbereich, führte zu dem Einsatz von Polymethylmethacrylaten (PMMA). Diese härten intraoral aus, weisen eine starke Polymerisationsschrumpfung und geringe Abrasionsfestigkeit auf und sind pulpatoxisch (Hellwig et al. 2013). Weiterhin verfärbt sich dieses Material bereits nach kurzer Liegedauer. Dies führte dazu, dass Bowen im Jahr 1962 auf der Suche nach einem Material mit besseren physikalischen und chemischen Eigenschaften ein neuartiges Füllungsmaterial entwickelte. Das Additionsprodukt eines Epoxidharzes und der Methylmethacrylatsäure ist ein aromatisches Dimethacrylat (Bis-GMA). Bowen fügte dem Bis-GMA anorganische Füllstoffpartikel hinzu, die mit einer Silanschicht umhüllt sind. Diese dient dem besseren chemischen Verbund von organischer Matrix und anorganischen Füllstoffen (Hellwig et al. 2013). Bis zu diesem Zeitpunkt waren nur chemisch härtende und Zweikomponenten-Kunststoffe verfügbar. Im Jahr 1970 wurde eine der ersten Studien über UV-lichthärtende Fissurenversiegler publiziert (Buonocore 1970). Komposite werden in sehr unterschiedlichen Indikationsbereichen eingesetzt. Neben ihrer Anwendung als Füllungsmaterial und als Fissurenversiegler, werden sie als Befestigungszemente, Wurzelkanalsealer, Inlays, Onlays, Kronen, provisorischen Restaurationen und zur Befestigung von kieferorthopädischen Brackets verwendet (Hellwig et al. 2013). In der vorliegenden Arbeit werden lediglich Komposite in Form direkter Restaurationswerkstoffe behandelt.

Prinzipiell werden Komposite nach Matrix, Füllstoffkörperart und Viskosität eingeteilt. Unter den Füllstoffkörpern werden Makro-, Mikro- und Nanofüllstoffe sowie Hybride differenziert (Hickel 2013). Als anorganische Füllstoffe werden Quarz, Keramik und Siliziumdioxid verwendet. Die organische Matrix besteht im nicht ausgehärteten Zustand aus Monomeren, Initiatoren, Farbstoffen, Pigmenten und anderen Additiven. Einige gebräuchliche Monomere sind z.B. Bis-GMA, TEGDMA und UDMA. Weiterhin charakterisieren „packable“, „flowable“ und „universal“ die jeweilige Viskosität (Hellwig et al. 2013). Eine andere Einteilung kann auch durch die unterschiedlichen Füllstoffmassen (Gew.%) in niedrig- (< 70 Gew.%), mittel- (71-79 Gew.%) und hochgefüllte (> 80 Gew.%) Kompositkunststoffe vorgenommen

werden (Warkentin 2014).

Die moderne Zahnmedizin fordert von Kompositen eine Langlebigkeit der Restauration mit exzellenten mechanischen Eigenschaften, wie hohe Frakturresistenz, Oberflächenhärte, optimaler Elastizitätsmodul, geringe Abrasion sowie geringe Wasserlöslichkeit und geringe Polymerisationsschrumpfung. Des Weiteren werden hohe Ermüdungsfestigkeiten, Röntgenopazität, Biodegradationsresistenz, gute Biokompatibilität, geringe postoperative Sensibilität sowie Biofilminhibition verlangt. Außerdem soll das Material hohen ästhetischen Ansprüchen gerecht werden sowie seine Farbstabilität über Jahre hinweg erhalten. Der Werkstoff muss zusätzlich gut polierbar sein (Hickel et al. 2007).

Gemäß ISO 4049 werden für okklusale Bereiche Biegefestigkeiten von ≥ 80 MPa und für Füllungen anderer Indikationen Biegefestigkeiten von ≥ 50 MPa gefordert. In den Untersuchungen von Ilie und Hickel (2009) wurde festgestellt, dass mikrogefüllte Komposite nicht für okklusale Flächen geeignet sind, da sie über die geringste mechanische Biegefestigkeit (99,8 MPa) im Vergleich zu z. B. Nano-Hybridkompositen verfügen. Im Gegensatz dazu zeigen Hybrid- (116,6 MPa), Nano-Hybrid- (103,1 MPa), „packable“ (105,9 MPa) und Ormocerbasierte Komposite (104,3 MPa) die höchste Biegefestigkeit. Außerdem wurde postuliert, dass Füllstoffvolumen und -gewicht den größten Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften haben. Daraus wurde abgeleitet, dass ein Füllstoffvolumen von 60% das Maximum an Biegefestigkeit und des Elastizitätsmodules bewirkt. Die verschiedenen Füllungswerkstoffe werden nach ihren mechanischen Eigenschaften eingeteilt (Tab. 2).

Tab. 2: Mechanisch-chemische Eigenschaften verschiedener Füllungswerkstoffe (Auszug nach Hickel 1997)

Materialgruppe	Zugfestigkeit (MPa)	Biegefestigkeit (MPa)	Druckfestigkeit (MPa)	Vickershärte ($\text{kg}\cdot\text{cm}^{-2}$)	E-Modul (GPa)
Amalgam	45-65	110-150	350-520	(120)	25-60
Hybridkomposit	35-60	100-145	280-480	70-130	10-25
Mikrofüllerkomposit	35-45	40-90	350-500	50-60	3-7

Nach Hickel (2013) ist der Parameter Druckfestigkeit heute annähernd bedeutungslos geworden und wenig aussagekräftig. Auch die Füllstoffgröße ist entscheidend für die Langlebigkeit

einer Kompositfüllung, d.h. dass Hybridkomposite (geringe Füllstoffgröße, größeres Füllstoffvolumen) geringere Misserfolgsraten aufweisen als konventionelle Komposite (Brunthaler et al. 2003). Da Rosa Rodolpho et al. (2011) verweisen ebenfalls auf eine bessere Langlebigkeit von Kompositen mit höheren Füllstoffanteilen. Für die Gesamtbewertung eines Komposites sind daher immer mehrere Faktoren heranzuziehen.

Da Komposite keine chemische Verbindung mit der Zahnhartsubstanz eingehen, müssen Schmelz und Dentin vorab konditioniert werden. Dies wird mittels Säure-Ätz-Technik und Dentinhaftvermittlern ausgeführt. Am Schmelz haften Kompositrestaurationen lediglich durch Mikroretentionen, die durch eine Schmelzvorbereitung mit 30 bis 40%iger Orthophosphorsäure (Säure-Ätz-Technik) entstehen. Werden Füllungen am Dentin verankert, muss zusätzlich ein Haftvermittlersystem verwendet werden, um das hydrophobe Komposit am hydrophilen Dentin zu fixieren. Anschließend wird das Komposit eingebracht und polymerisiert. Im Allgemeinen werden zwei Polymerisationsmodi unterschieden. Chemisch härtende Komposite bestehen aus zwei Komponenten, die durch das Vermischen über freie Radikale autopolymerisieren. Lichthärtende Komposite enthalten einen Photoinitiator (z. B. Kamferchinon), der durch UV- oder Halogenlicht mit einem Absorptionsmaximum von etwa 468 nm Wellenlänge die Photopolymerisation initiiert. Die Art der Lichtquelle (Intensität, Wellenlänge), der Abstand der Lichtquelle, die Zusammensetzung des Komposites und dessen Farbe haben Einfluss auf die Polymerisation. So besitzen Mikrofüllstoffkomposite eine geringere Durchpolymerisation als konventionelle Komposite aufgrund der Lichtstreuung der kleineren Füllstoffkörper. Komposite zeigen nach der Lichthärtung in einem Zeitraum von 24 Stunden eine Nachhärtung. Duale Systeme sind sowohl licht- als auch chemisch härtend (Hellwig et al. 2013).

Komposite finden als direkte Universalfüllungswerkstoffe im Front- und Seitenzahnbereich Verwendung. Die sofortige Rekonstruktion der klinischen Krone stellt hohe Anforderungen an die Fähigkeiten und das ästhetische Empfinden des Zahnarztes (Abb. 16 und 17). Wesentlich für Diagnostik und Therapie sind daher Proportion, Farbe, Material und der psychologische Effekt der ästhetischen Zahnmedizin. Kompositfüllungen stellen eine moderne und ökonomische Behandlungsmöglichkeit dar, um ästhetische Defizite auszugleichen. Di-

rekte Kompositfüllungen sind in der heutigen Zahnmedizin in Bezug auf Substanzerhaltung, Ästhetik und Kosten das Mittel der Wahl (Schmidseder 2008).



Abb. 16: Kronenfraktur des Zahnes 11 nach Sturz eines 21-jährigen Patienten, keine Pulpaexposition (Praxis Dr. med. dent. B. von Schwanewede)



Abb. 17: Rekonstruktion mit GrandioSO Heavy Flow und GrandioSO (Praxis Dr. med. dent. B. von Schwanewede)

Seit 2011 werden sog. Bulkfill-Komposite auf dem internationalen Markt angeboten. Deren Besonderheit ist, dass die Kavität ohne Inkrementtechnik in einem Arbeitsschritt gefüllt werden kann. Daher sind diese Werkstoffe meist transluzenter. Den Hauptvorteil stellt die Zeitersparnis während der Behandlung dar. Außerdem verursachen diese Komposite weniger Schrumpfspannungen beim Aushärten. Die Bulkfill-Komposite werden in „Flowables“ und höher visköse Bulk-Fill-Komposite unterteilt (Hickel 2013).

2.3.2 Amalgame

Dentale Amalgame sind Legierungen des Quecksilbers mit anderen Metallen, wie z.B. Silber, Kupfer, Zinn und Zink. Silberamalgame werden bereits seit über 100 Jahren als Restaurationsmaterial in der Zahnmedizin verwendet. Amalgame entstehen durch das Vermischen von flüssigem Quecksilber mit Feilungspulver, das auch Alloy genannt wird (Hellwig et al. 2013). Quecksilber liegt aufgrund des niedrigen Schmelzpunktes ($-38,9^{\circ}\text{C}$) bei Raumtemperatur im flüssigen Zustand vor. Die Legierungen kristallisieren bei Raumtemperatur, da sie eine deutlich höhere Solidustemperatur aufweisen. Die festen Reaktionspartner liegen in feinen Partikeln ($< 25\text{ }\mu\text{m}$) vor und lassen sich optimal mit Quecksilber zu einer plastischen Masse anmischen, die bei Raumtemperatur innerhalb von 10 bis 20 Minuten erhärtet (Marxkors et al. 2008).

Das Alloy kann auf verschiedenen Wegen hergestellt werden. Die Legierungsbestandteile werden abgewogen, eingeschmolzen und in Formen gegossen. Nach dem Erkalten werden die Alloybarren durch Feilen, Fräsen oder Drehen zerspannt. Dadurch entstehen Teilchen unterschiedlicher Größe, die als Splitteramalgame bezeichnet werden (Hellwig et al. 2013). Wird die schmelzflüssige Legierung mittels einer Düse zu feinen Tröpfchen versprüht, die dann erstarren, entsteht Kugelamalgame. Eine besondere Sprühtechnik erzeugt ebenfalls glatte, aber von der Kugelgestalt abweichende, sphäroidale Partikel (kugelartiges Amalgame). Zum Zweck der Füllungslegung werden herkömmliche und kupferreiche Amalgame unterschieden. Seit 1992 werden herkömmliche Amalgame in Deutschland jedoch nicht mehr als Restaurationswerkstoffe empfohlen. Bei den herkömmlichen Amalgamen ist die feste Komponente im Wesentlichen eine Silber-Zinn-Legierung (Ag_3Sn). Wenn Quecksilber und die Silber-Zinn-Legierung miteinander reagieren, entstehen sowohl Zusammensetzungen aus Silber und Quecksilber (Ag_3Hg_4), die als Gamma-1-Phase bezeichnet werden, als auch eine Zinn-Quecksilber-Phase (Sn_8Hg), die sog. Gamma-2-Phase. Die Problematik der herkömmlichen Amalgame besteht in dem Mischungsverhältnis von Alloy und Quecksilber, das im Allgemeinen 1:1 beträgt. Da jedoch die doppelte Menge an Quecksilber notwendig ist, um die Gamma-Phase vollständig umzusetzen, bleiben nicht amalgamierte Reste der Legierungspartikel in der abgebundenen Legierung eingelagert. Dies führt zu einer erhöhten Korrosionsanfälligkeit und Expansion der Füllung. Daraus folgen Randspalten und somit eine Erhöhung des Sekundärkariesrisikos. In

der Absicht, die mechanischen Eigenschaften der herkömmlichen Amalgame zu verbessern, werden einer konventionellen Feilung kugelförmige Partikel einer eutektischen Silber-Kupfer-Legierung zugemischt. Der hohe Kupfergehalt des Alloys unterdrückt während der Aushärtung die Bildung der Gamma-2-Phase zugunsten einer Kupfer-Zinn-Legierung (Cu_6Sn_5). Die modernen kupferreichen Amalgame beinhalten einen Kupferanteil von 12 bis 30 Gew.% und einen Silbergehalt zwischen 40 und 70 Gew.%. Daraus resultieren eine Verbesserung der mechanischen Eigenschaften sowie eine schnellere Aushärtphase. Während der Aushärtung überlagern sich Kontraktions- und Expansionseffekte, zum Teil dieses geht mit der Bildung von Mikroporen einher. Erwünscht ist eine lineare Expansion von bis zu 0,2%, um eine Randspaltbildung vorzubeugen. Eine exakte Prognose der Expansion ist durch eine Vielzahl an beeinflussenden Faktoren nicht möglich. Zu den Faktoren zählen u. a. die Korngröße der Feilung, der Quecksilber- und Silbergehalt und die Verarbeitung. Demzufolge steigt mit dem Silbergehalt die Expansionstendenz. Sie nimmt mit Dauer und Intensität der Verarbeitung ab. Durch einen Quecksilberunterschuss wird die Porenbildung und damit verbundene nachteilige mechanische Eigenschaften begünstigt (Marxkors et al. 2008). Amalgam hat einen hohen E-Modul (25 bis 60 GPa), eine hohe Biege- sowie Zugfestigkeit (110 bis 150 MPa und 45 bis 65 MPa) und eine hohe Druckfestigkeit von ca. 350 bis 520 MPa (Tab. 2, Abs. 2.1) (Hellwig et al. 2013).

Amalgam wird heute nur noch eingeschränkt als plastisches Füllungsmaterial für den Seitenzahnbereich eingesetzt. Speziell Klasse-II-Kavitäten mit materialspezifischer Präparationstechnik umgeben von ausreichend stabilen Zahnwänden werden nach wie vor mit Amalgam restauriert, wenn der Patient aus Kosten- oder anderen Gründen Komposit- oder Einlagefüllungen ablehnt. In Deutschland werden z. Z. 15 bis 20% aller Defekte mit Amalgam gefüllt. Obwohl es keine toxikologischen Bedenken gibt, sollte Amalgam bei Schwangeren, Kindern, Patienten mit nachgewiesenen Unverträglichkeiten und Nierenschädigungen nicht eingesetzt werden. Weiterhin ist Amalgam unter direktem Kontakt zu Metallrestorationen (Inlays, Teilkronen, Kronen) kontraindiziert, weil durch elektrogalvanische Korrosion eine erhöhte Quecksilberfreisetzung zu erwarten ist (Hellwig et al. 2013). Nach Reclaru et al. (1994) und Kaneko et al. (2000) ist die Hochglanzpolitur für die Korrosionsresistenz unerlässlich. Muller et al. (1990) maßen Potenzialdifferenzen zwischen Amalgamfüllungen und einer

Referenzelektrode und stellten durchschnittliche Spannungen von ca. 111 mV fest. Prinzipiell gilt dabei, dass Spannungen von unter 50 mV als unkritisch (Muller et al. 1990) und über 50 mV als gesundheitsschädlich angesehen werden (Inovay et al. 1961). Intraoral treten subjektive Beschwerden, wie Stechen oder Brennen der Schleimhaut, Metallgeschmack, Stromgefühl, Xerostomie, Geschmacksirritationen etc. auf (Schmalz und Arenholt-Bindslev 2005). Karov et al. (2001) kamen in ihren Messungen zu dem Ergebnis, dass Amalgam- und Goldlegierungen zusammen die höchsten Potenzialdifferenzen zeigen. Korraah et al. (2012) untersuchten in einer in vitro-Studie die Auswirkungen einer Gleichstrom über einen Zeitraum von 24 Stunden auf orale Leukoplakiezellen und kamen zu dem Ergebnis, dass die Behandlung der Leukoplakiezellen mit elektrischen Feldstärken von 2 bis $12 \text{ V} \cdot \text{m}^{-1}$ zu einer erhöhten Zellproliferation und Apoptoserate führt. Ab einer elektrischen Feldstärke von $16 \text{ V} \cdot \text{m}^{-1}$ wiesen die Leukoplakiezellen ultrastrukturelle Merkmale von malignen Epithelzellen auf. Auch Yotova (2013) zeigte in ihrer in vivo-Untersuchung, dass es einen Zusammenhang zwischen oralem Galvanismus und dem Vorliegen von Mundschleimhautveränderungen (orale Leukoplakien) gibt. Dabei traten bei Patienten mit mehreren intraoralen Legierungen höhere Potenzialdifferenzen auf als bei Patienten mit nur einer Legierung. Amalgam und Nichtedelmetalllegierungen sowie Nichtedelmetall- und Goldlegierungen zeigten im direkten Kontakt die höchsten Potentialdifferenzen im Mittelwert (323 und 376 mV). Bei Patienten mit Mundschleimhautveränderungen treten hohe elektrische Feldstärken im Bereich von 13 bis $80 \text{ V} \cdot \text{m}^{-1}$ auf. Physiologische elektrische Feldstärken bis $3 \text{ V} \cdot \text{m}^{-1}$ kommen im Körper vor. Demzufolge bedingen oder triggern höhere Feldstärken das Entstehen von oralen Leukoplakien und führen zu Schleimhautirritationen (Yotova 2013). Auch schon durch geringe elektrische Feldstärken werden Bakterienspezies, wie *Staphylococcus aureus*, in ihrer Morphologie verändert. Bei 8 bis $10 \text{ V} \cdot \text{m}^{-1}$ kommt es zur massiven Reduktion von *Staphylococcus aureus* durch Ruptur der Zellmembran und Verlust der Zellorganisation. Somit führt chronisch oraler Galvanismus ausgelöst durch verschiedene Metalle intraoral zu Veränderungen der Bakterienflora (Zituni et al. 2013). Daher wird empfohlen, das Auftreten oraler Potenzialdifferenzen zu verhindern, indem unterschiedliche Metallrestaurationen in der Mundhöhle vermieden werden (Korraah et al. 2012, Yotova et al. 2013, Zituni et al. 2013).

Zur Verbesserung der Langlebigkeit amalgamrestaurierter Zähne, sollte die präparierte Kavi-

tät vor Füllungslegung mit einem Schmelz-Dentin-Bonding behandelt werden. Diese Technik wurde erstmals durch Gwinnet et al. (1994) beschrieben. Worskett (2013) stellte fest, dass adhäsiv befestigte Amalgamrestaurationen bessere Überlebensraten über einen 5-Jahres-Zeitraum aufweisen. Demgegenüber zeigten Fedorowicz et al. (2009) in einer internationalen Review, dass keine Unterschiede zwischen Amalgamfüllungen mit und ohne Haftvermittler bestehen.

2.3.3 Häufigkeit und Ursachen von Füllungsfrakturen

Die Füllungstherapie im Bereich der der Zahnkrone erweist sich bei Zahnhartsubstanzfrakturen und kariösen Defekten als notwendig. Das Füllungsmaterial muss daher die Fähigkeit besitzen die Zahnpulpa zu schützen und weiteren Frakturen vorzubeugen. Zahnärzte haben somit die Aufgabe das optimale Material für die gegebene klinische Situation auszuwählen. Beim Platzieren einer direkten Füllung muss der Behandler eine Vielzahl an Faktoren berücksichtigen, die sich auf deren Langlebigkeit auswirken können. Diese reichen von wissenschaftlichen Erkenntnissen bis zu Präferenzen des Patienten und Behandlers. Folgende Kriterien spielen dabei eine Rolle: Ästhetik, Kosten, erwartete Verbesserung des Beschwerdebildes, Umweltrisiken verbunden mit Quecksilber und technische Erwartungen an den Werkstoff. Während der Wiederherstellung der klinischen Krone wirken Faktoren ausgehend von Zahnarzt und Patient ein, welche die Langlebigkeit der Restauration beeinflussen können. Zu den Patientenfaktoren zählen z. B. das Alter des Patienten, das individuelle Kariesrisiko, die Kavitätenklassifikation und die Position des Zahnes im Kiefer. Beim Zahnarzt können im Hinblick auf die Funktionsperiode der Restauration seine Berufserfahrung und Spezialisierung eine Rolle spielen (McCracken et al. 2013). Bei Kompositfüllungen ist zudem die exakte Trockenlegung des Arbeitsfeldes relevant für die Haltbarkeit (Brunthaler et al. 2003). Außerdem können durch hohe Viskositäten und schnelle UV-Polymerisationsreaktionen Fehler beim Einbringen der Füllung in die Kavität u. a. in Form von Gaseinschlüssen auftreten, die nicht nur die Werkstoffeigenschaften sondern auch deren Lebensdauer herabsetzen (Warkentin et al. 2012).

Gegenwärtig sind sowohl Komposite als auch Amalgame geeignete Werkstoffe zur Füllungstherapie vitaler Zähne im Seitenzahnbereich. Jedoch nimmt die Verwendung von Amalgam

ab, währenddessen Komposite häufiger eingesetzt werden (Opdam et al. 2010). Weltweit werden mehr als 500 Millionen dentale Füllungen jedes Jahr appliziert. In 55% der Fälle werden Komposite und Kompomere verwendet, zu 45% Amalgam (Heintze und Rousson 2012). In klinischen Studien wurde die Langlebigkeit dieser Füllungswerkstoffe untersucht: Bernardo et al. (2007), Soncini et al. (2007) und Rho et al. (2013) stellten eine bessere Langlebigkeit von Amalgam im Vergleich zu Kompositen fest. Im Gegensatz dazu ermittelten Opdam et al. (2010) in einer 12-Jahres-Studie, dass ausgedehnte Kompositrestaurationen (84,7%) eine höhere Überlebensrate aufweisen als jene mit Amalgam (75,6%). Weiterhin wird darauf hingewiesen, dass Unterschiede zwischen den Werkstoffen erst nach fünf Beobachtungsjahren auftreten. In anderen vergleichenden Studien werden keine Unterschiede in der Überlebensrate beschrieben (Opdam et al. 2007, Heintze und Rousson 2012).

Als Ursachen für Misserfolge werden hauptsächlich Sekundärkaries und Frakturen angegeben (Abb. 18 und 19). Kompositfüllungen weisen nach 22-jähriger Verlaufskontrolle am häufigsten Frakturen (46,4%) auf, an zweiter Stelle durch Sekundärkaries (24,5%), gefolgt von Zahnfrakturen (17,3%) (da Rosa Rodolpho et al. 2011). Amalgamfüllungen sind häufiger empfindlich gegenüber Sekundärkaries (5,7%) durch Randspaltbildungen und gegenüber Folgen des „Cracked tooth syndrome“ (4,5%) (Opdam et al. 2010).



Abb. 18: Fraktur einer zweiflächigen Kompositfüllung des Zahnes 46 eines 54-jährigen Patienten, schwarze Pfeile: Restaurationsfraktur (Praxis Dr. med. dent. B. von Schwabnewede 2014)

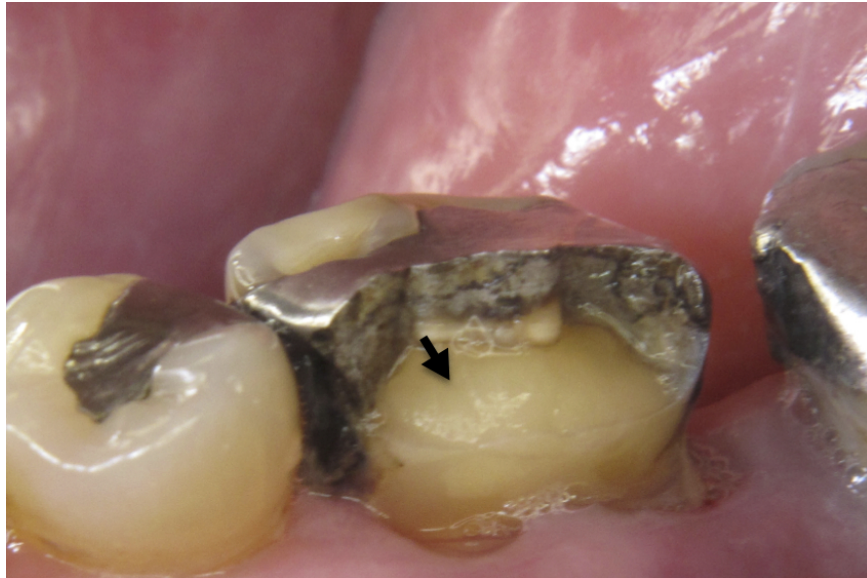


Abb. 19: linguale Höckerfraktur (schwarzer Pfeil) des Zahnes 36 einer 75-jährigen Patientin verursacht durch das „Cracked tooth syndrome“ (Praxis Dr. med. dent. B. von Schwanewede 2014)

Brunthaler et al. (2003) postulierten, dass innerhalb der ersten 5 Jahre Restauraionsfrakturen und im Zeitraum von 6 bis 17 Jahren Sekundärkaries als Hauptursachen angesehen werden. Die Misserfolgsrate ist bei größeren Zahnhartsubstanzverlusten (vier-oder mehrflächige Defekte, Kavitätenklasse II bzw. IV) 50 bis 70% höher als bei Klasse-I-Restaurationen. Ebenso wird ein früheres Versagen der Füllung nach einem D3-Kariesprogressionsgrad im Vergleich zu isolierten Schmelzdefekten berichtet. Weiterhin führen frakturbedingte Füllungen, vornehmlich der Kavitätenklasse V, häufiger zu Misserfolgen als Füllungen nach Kariestherapie (McCracken et al. 2013). Außerdem sind bei Prämolaren- bessere Ergebnisse als bei Molarenfüllungen nachweisbar (da Rosa Rodolpho et al. 2011 und 2006).

Bruxismus, das meist unbewusste, nächtliche Pressen und Zähneknirschen, spielt eine wichtige Rolle bei zyklisch induzierten, traumatischen Frakturen von Zahnhartsubstanzen und Füllungen. Statistisch weisen bruxierende Patienten größere Misserfolgswerten bei Kompositrestaurationen auf als die Kontrollgruppe (Bartlett und Sundaram 2006). Die Parafunktion Bruxismus ist u. a. neben dem sog. Kirschkerneffekt eine Ursache des „Cracked tooth syndrome“. Aber auch iatrogen induzierte, erhöhte Stressaufkommen im Zahn bzw. in der Füllung z. B. durch das Setzen von parapulpären Stiften oder das Legen von Kompositfüllungen ohne Inkrementtechnik können das „Cracked tooth syndrome“ hervorrufen (Lynch

und McConnell 2002). Von den restaurierten Zähnen sind überwiegend amalgamgefüllte und mit Goldinlays versorgte Zähne betroffen (Roh und Lee 2006). Klassische Symptome eines vitalen Zahnes stellen Aufbissbeschwerden während des Kauvorganges dar (Cameron 1964). Betroffene Patienten klagen ebenso über Hypersensibilitäten gegenüber Temperaturveränderungen im Zahn. Besonders kalte Nahrungsmittel führen zu Beschwerden (Homewood 1998). Die Zähne 16 bzw. 26 sind dabei am häufigsten (28%) betroffen, gefolgt von 36 bzw. 46 (25,2%). Demgegenüber sind Prämolaren seltener beeinträchtigt als Molaren. Weiterhin sind longitudinale Frakturen häufiger in mesiodistaler (43,9%) als in bukkolingualer Richtung (33,6%) nachweisbar (Seo et al. 2012). Dieses wird durch die Untersuchungen von Roh und Lee (2006) bestätigt.

3 Material und Methoden

3.1 Auswahl eines Modellzahnes

Entsprechend internationaler Literaturangaben weisen die Oberkieferfrontzähne am häufigsten traumatisch bedingte Zahnhartsubstanzfrakturen auf. Besonders bei den zentralen Incisivi werden die größten Unfallraten nachgewiesen (Skaare und Jacobsen 2005). Dementsprechend wurde ein bleibender oberer rechter zentraler Schneidezahn (Zahn 11) exemplarisch für die Schlagbiegeuntersuchungen ausgewählt. Ein Frontzahn des Milchgebisses war nicht geeignet, da ein Milchfrontzahn nicht über genügend Probenvolumen für die erforderliche Prüfkörpergeometrie verfügt.

Zahn 11 einer 70-jährigen Patientin wurde auf Grund eines massiven Lockerungsgrades (L° III) und einer vorgesehenen prothetischen Versorgung des Oberkiefers komplikationslos extrahiert. Die Patientin ist Raucherin und leidet nicht unter systemischen Erkrankungen. Zahn 11 wies keine kariöse Läsion auf. Die Inzisalkante zeigte geringe, altersbedingte Abrasionen. Auf der Zahnoberfläche waren makroskopisch keine weiteren Auffälligkeiten zu verzeichnen.

3.2 Mikrocomputertomografie

Der Zahn 11 wurde vor der Präparation im Mikro-CT („SkyScan 1172“, Software Version 1.5, Bruker, Bruxelles, Belgien) dokumentiert. Die Untersuchungsparameter sind in Tabelle 3 dargestellt. Dieses bildgebende Verfahren dient einer Vorauswahl und der Dokumentation kariesfreier Schmelz- und Dentinbereiche. Bis auf eine minimale bukkale Kompositrestauration (Zahnfleischfüllung) stellte sich der ausgewählte Zahn als weitgehend unversehrt und damit geeignet für die nachfolgenden Schlagbiegeuntersuchungen dar (Abb. 20).

Tab. 3: Untersuchungsparameter des Mikro-CT

Röhrenspannung	80 kV
Röhrenstrom	100 μ A
Filter	Al 0,5 mm
Rotation	360°

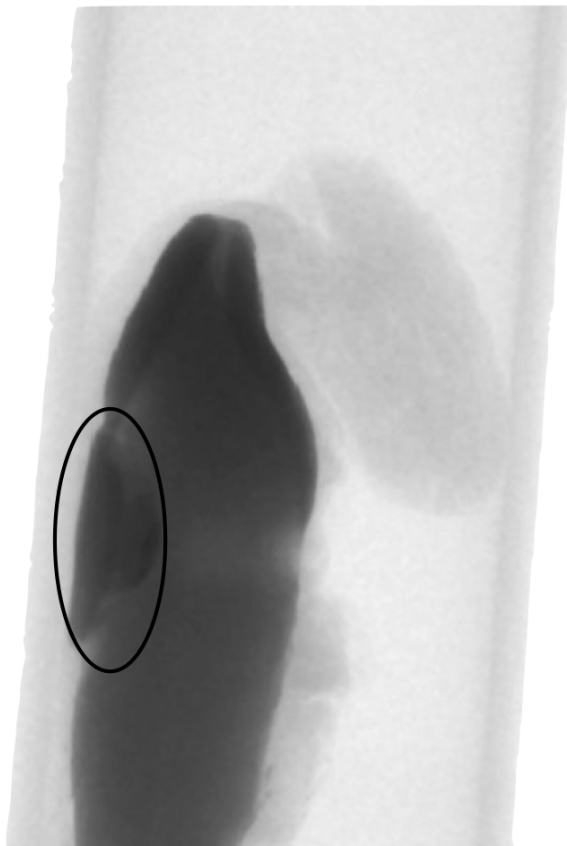


Abb. 20: Mikrocomputertomografie von Zahn 11 einer 70-jährigen Patientin, Seitenansicht, schwarzer Kreis = Kompositfüllung

3.3 Auswahl der Füllungskomposite

Aus der Vielfalt gegenwärtig zur Verfügung stehender unterschiedlich hochgefüllter Komposite wurden korrespondierend zu den Untersuchungen von Warkentin (2014) repräsentativ sechs verschiedene Füllungskomposite ausgewählt. Aus der Kategorie der hochgefüllten Komposite wurden Clearfil Majesty Posterior und GrandioSO verwendet. Zu den mittelgefüllten Kompositen zählen Arabesk Top und Tetric EvoCeram. Von den niedriggefüllten fanden Arabesk Flow und Tetric EvoFlow Berücksichtigung (Tab. 4 und 5).

Tab. 4: Einteilung der Komposite

niedriggefüllte Komposite	Arabesk Flow, Tetric EvoFlow
mittelgefüllte Komposite	Arabesk Top, Tetric EvoCeram
hochgefüllte Komposite	Clearfil Majesty Posterior, GrandioSO

Tab. 5: Art, Hersteller und Charakteristika der Komposite (Warkentin 2014)

Komposit	Hersteller	Füllstoff- gewicht (Gew.%)	Füllstoff- volumen (Vol.%)	Biege- festigkeit (MPa)	Druck- festigkeit (MPa)	Elasti- zitäts- Modul (GPa)
Arabesk Flow	VOCO, Cuxha- ven, Deutschland	64	51	110,5	425,5	6,1
Tetric EvoFlow	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechten- stein	62	31	114	260	5,1
Arabesk Top	VOCO, Cuxha- ven, Deutschland	76,5	56	123,2	417,6	9,7
Tetric EvoCeram	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechten- stein	75		120	250	10,0
Clearfil Majesty Posterior	Kuraray Dental, Tokio, Japan	92	82	177	504	22,0
GrandioSO	VOCO, Cuxha- ven, Deutschland	89	73	158	439	16,6

3.4 Prüfkörperpräparation und Konditionierung

Zur Untersuchung und Darstellung des Bruchverhaltens unter schlagartiger Belastung wurden Mikroproben in Form von Stäbchen ($n=10$) mit einer einheitlichen Größe von $1 \times 1 \times 10 \text{ mm}^3$ aus Amalgam, dentalen Kompositen und Zahnhartsubstanz angefertigt (Abb. 21).

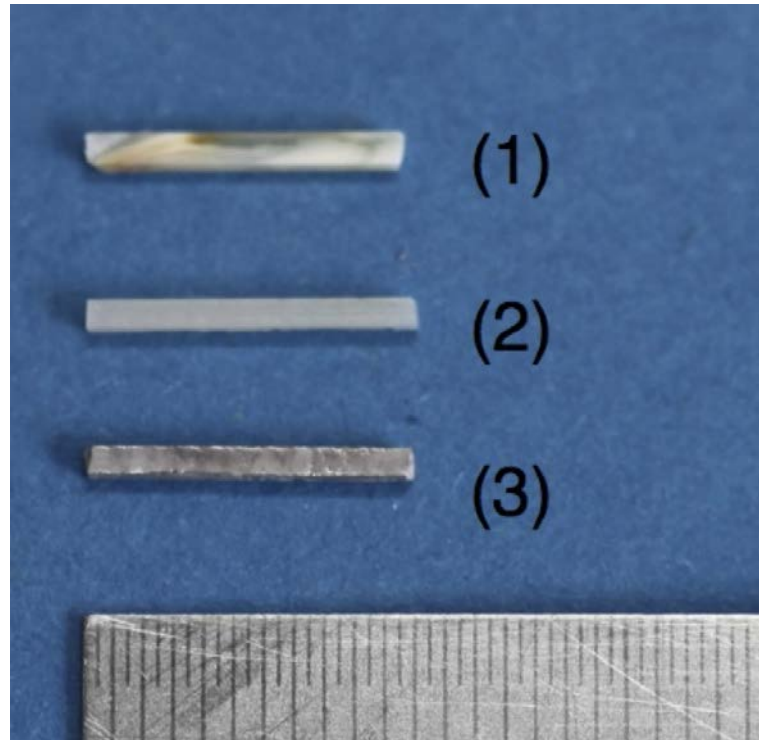


Abb. 21: Makrofotografie von Mikroprüfkörper $1 \times 1 \times 10 \text{ mm}^3$ aus (1) Zahnhartsubstanz, (2) Komposit (hier: GrandioSO), (3) Amalgam (in mm)

3.4.1 Zahnhartsubstanzen

Unmittelbar nach komplikationsloser Extraktion wurde Zahn 11 einer 70-jährigen Patientin in einem geschlossenen Gefäß gefüllt mit Kunstspeichel bei 4°C aufbewahrt. In Tabelle 6 ist die Zusammensetzung des Kunstspeichels aufgeführt. Während der Prüfkörperpräparation wurde stets darauf geachtet, dass die Probe nicht austrocknete. Für das Mikro-CT und die Makrofotografie blieb diese nur kurz an der Luft. Vor der Einbettung des Zahnes wurde dieser mit Parafilm („Parafilm M“, Bemis, Neenah, USA) ummantelt. Zum einen, um die Zahnhartsubstanz vor Austrocknung zu bewahren und zum anderen, um ein Eindringen der Einbettmasse zu verhindern. Der Zahn wurde dann mit Hilfe von transparenten Kunststoffklammern („Uniclip transparent“, Buehler, Düsseldorf, Deutschland) in einer Silikonform so

Tab. 6: Chemische Zusammensetzung von Kunstspeichel (Rezeptur NRF 7.5.)

Einwaagen für Kunstspeichel 500 ml aqua dest.:	
Kaliumchlorid	0,6 g
Natriumchlorid	0,425 g
Kalziumchlorid-Dihydrat	0,075 g
Dinatriumhydrogenphosphat-Dodecahydrat	1,25 g
Magnesiumchlorid-Hexahydrat	0,025 g
Sorbinsäure	0,5 g
Carmellose-Natrium 400	2,15 g bzw. 2,5 g
D-Sorbit	21,5 g

fixiert, dass die Längsachse des Zahnes mit der Achse des Einbettzylinders parallel verlief. Als Einbettmedium wurde ein kalthärtendes Zwei-Komponenten-Epoxidharz („Epothin“, Buehler, Düsseldorf, Deutschland) verwendet, das über einen Zeitraum von 72 Stunden bei 4°C aushärtet. Der Epoxidzylinder wurde entsprechend der bukkalen Zahnfläche farblich markiert, um auch nachfolgend die Zuordnung der Zahnhartgewebsprüfkörper zu gewährleisten.

Die Präparation des eingebetteten Zahnes erfolgte anschließend mit Hilfe einer Diamantdrahtsäge („HistoSaw DDM-P 216“, Medim, Gießen, Deutschland) mit einem Drahtdurchmesser von 0,2 mm unter fortlaufender Wasserkühlung. Der Zahn wurde entlang seiner Längsachse in 1 mm dicke Scheiben geteilt. Daraus resultierten fünf Scheiben, die entsprechend der Schichtfolge gekennzeichnet wurden. Die Zahnscheiben wurden sofort nach der Entfernung aus dem Epoxidharz erneut eingebettet. Die Zweiteinbettung erfolgte nach dem gleichen Verfahren wie die erste. Im Anschluss daran wurden die Zahnscheiben in 1 mm x 1 mm dicke Stäbchen gesägt, die bukkal wiederum farblich markiert, nach dem Entfernen aus dem Einbettmedium mit Hilfe eines Messschiebers und eines Seitenschneiders auf 10 mm Länge gekürzt und unmittelbar danach in Kunstspeichel gelagert wurden. Die bukkale, farblich markierte Fläche entspricht dem Schlagangriffspunkt. Abschließend standen zehn Proben für die Schlagbiegeuntersuchungen zur Verfügung.

3.4.2 Komposite

Für die Herstellung der Kompositprüfkörper wurden speziell angefertigte Polytetrafluorethylenformen (PTFE) verwendet, die mit $1 \times 1 \times 28 \text{ mm}^3$ Aussparungen versehen sind (Abb. 22).

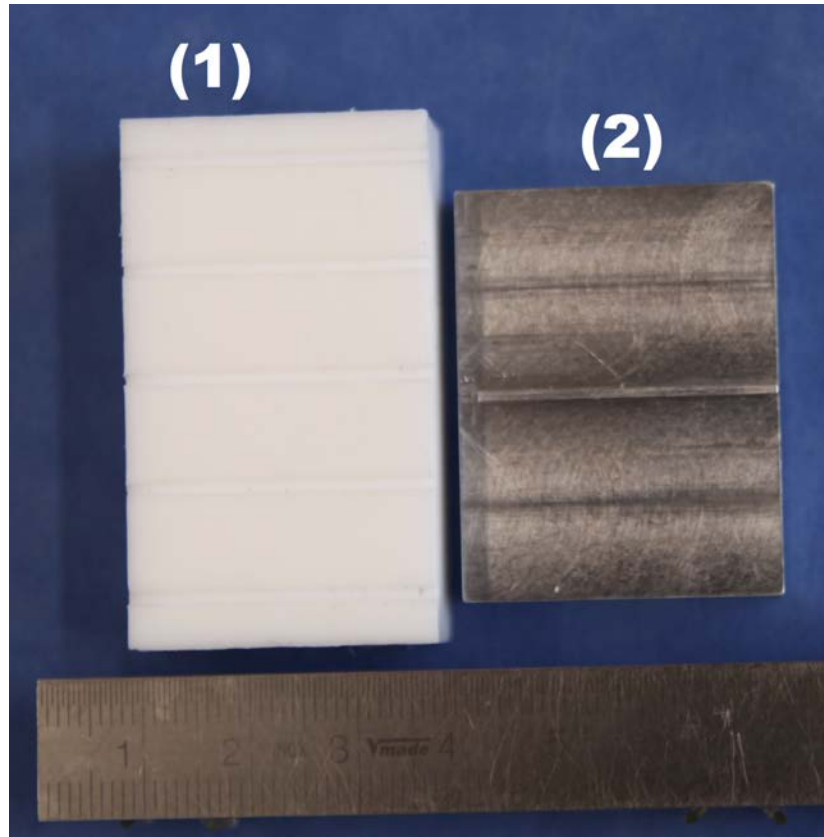


Abb. 22: Makrofotografie der (1) PTFE-Form und der (2) Auslösehilfe (in mm)

In diese Aussparungen wurde das entsprechende Komposit möglichst blasenfrei appliziert. Im Anschluss daran wurden die mit Komposit gefüllten Blöcke für einen Zeitraum von 30 Minuten mittels einer monochromen Blaulichtquelle im Wellenlängenbereich von 400 - 500 nm („Individo Light Box“, VOCO, Cuxhaven, Deutschland) polymerisiert. Nach der Lichtpolymerisation wurden die Stäbchen unter Vermeidung von Biegebeanspruchungen aus den Formen entnommen und über sieben Tage unter Lichtabschluss und bei Raumtemperatur trocken gelagert. Die dem Boden der Form zugewandte Seite wurde farblich markiert und entspricht der Schlagrichtung. Anschließend wurden mittels eines Skalpell Überschüsse entfernt und die Stäbchen mit Hilfe von Messschieber und Skalpell auf 10 mm Länge gekürzt. Es wurden zehn Stäbchen je Komposit angefertigt.

3.4.3 Amalgam

Das ausgewählte Amalgamprodukt („Securalloy“, Septodont, Saint-Maur Cedex, Frankreich) enthält 39,4 Gew.% Quecksilber und 60,6 Gew.% Legierung. 100 Gew.% Legierung enthält 60 Gew.% Silber, 28 Gew.% Zinn und 12 Gew.% Kupfer. Es handelt sich dabei um ein zahnärztliches, einheitlich zusammengesetztes Non-Gamma-2 Amalgam aus kugelförmigen Pulverpartikeln mit hohem Kupfergehalt. Nachdem Feilungspulver und Quecksilber innerhalb der Kapsel mittels eines Mischgerätes („CapMix“, 3M Espe, St. Paul, USA) für sechs Sekunden lang bei Raumtemperatur trituriert wurden, wurde das Amalgam mit einem Amalgamträger in die vorgefertigte Formkavität appliziert. Zur Verwendung kamen die gleichen PTFE-Formen wie zur Herstellung der Kompositproben. Nach 24-stündiger Aushärtungszeit wurden die Stäbchen mechanisch schonend aus den Formkavitäten herausgelöst und mittels eines Seitenschneiders ebenfalls auf 10 mm Länge zugeschnitten. Anschließend erfolgte die Hochglanzpolitur einer Probenfläche mit Finierern und Hochleistungspolierern für Metalle (Komet Dental, Lemgo, Deutschland). Das Prüfkörperlos umfasste ebenfalls zehn Stäbchen.

3.5 Schlagbiegeprüfung

Zur Zähigkeitsbewertung insbesondere von Kunststoffen unter schlagartiger Beanspruchung finden der Schlag- bzw. Kerbschlagbiegeversuch auf Grund ihrer vergleichsweise einfachen Handhabung die breiteste Anwendung. Bei der Schlagbeanspruchung mit Pendelschlagwerken existieren verschiedene Auflager bzw. Einspannungen. Der Begriff Kerbschlagbiegeversuch nach Charpy und Izod bezieht sich ausschließlich auf gekerbte Prüfkörper, die mit der Kerbseite an zwei Widerlagern mittig anliegen (Grellmann und Seidler 2011).

Ziel der vorliegenden Arbeit war es jedoch, den anatomischen Gegebenheiten und schlagartigen Belastungen in vivo so nah wie möglich zu kommen. Dafür wurde ein Schlagbiegeprüfstand nach Izod für Kleinstgeometrien entwickelt, um ungekerbte Prüfkörper kleiner Geometrien aus Zahnhartsubstanzen und Füllungswerkstoffen zu untersuchen (Abb. 23). Die Prüfanordnung wurde mit Sensoren versehen (Kraft) und experimentell erprobt (Polster 2013).

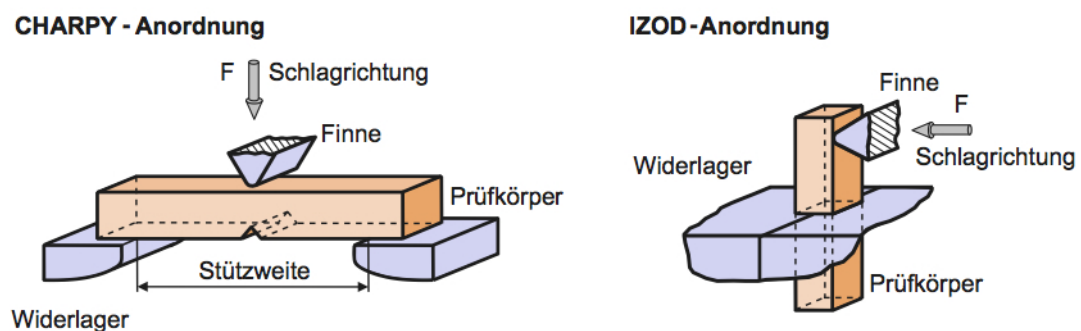


Abb. 23: Schlagbeanspruchung bei Charpy- und Izod-Anordnung (Grellmann und Seidler 2011)

Der Schlagbiegeprüfstand besteht aus einem verwindungssteifen Aluminiumrahmen, in dem ein Pendelarm angebracht ist (Abb. 24). Dieser besteht aus einem mit Kohlefaser verstärkten Epoxidharzrohr (cfk) zur Reduktion von Eigenschwingungen. Für die Kennwertermittlung sind die Auslegung des Hammerkopfes und die Geometrie der Schlagfinne, die aus Edelstahl gefertigt wurde, entscheidend. Um Einkerbungen während der Schlageinwirkung an den Mikroproben zu vermeiden, wurde die Finnenfläche so konstruktiv ausgelegt, dass sie über einen Radius von 0,8 mm verfügt. Der Hammerkopf ist zusätzlich mit einem piezoelektrischen Kraftsensor („SlimLine Sensor Typ 9130B“, Kistler, Winterthur, Schweiz) ausgestattet,

der sich direkt hinter der Schlagfinne befindet (Abb. 25). Das Gewicht des Hammerkopfes beträgt 79,65 g. Der Hammerkopf verfügt außerdem über Masseaufnahmeverrichtungen zur Befestigung von Zusatzgewichten. Somit kann die Masse des Hammerkopfes variabel gestaltet werden. Im Rahmen dieser Untersuchungen wurde eine Zusatzmasse von 100 g gewählt.

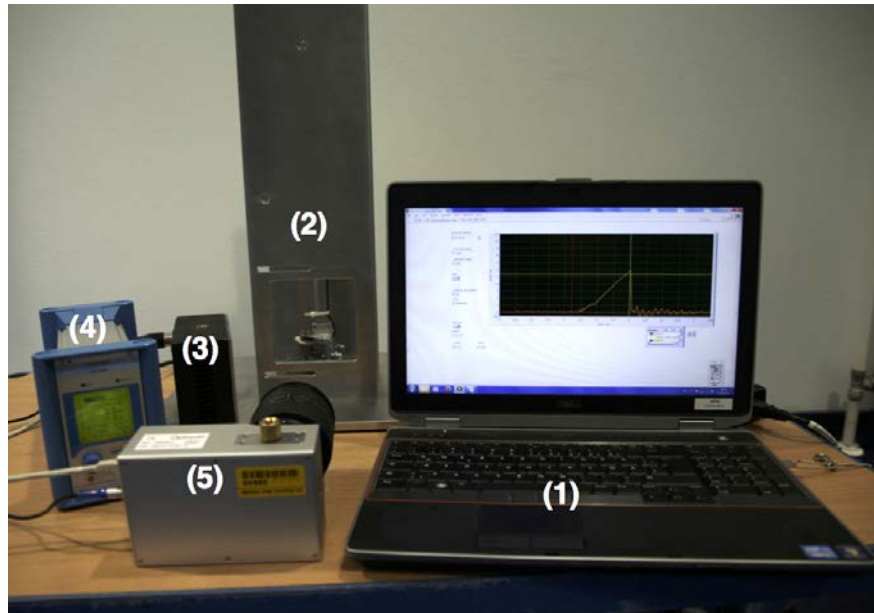


Abb. 24: Frontalansicht des Schlagbiegeprüfstandes: (1) PC zur Signalaufnahme und Auswertung, (2) Pendelschlagwerk, Frontalansicht, (3) LED-Spotausleuchtung, Seitenansicht, (4) Signalverstärker, Frontalansicht, (5) Hochgeschwindigkeitskamera, Rückansicht

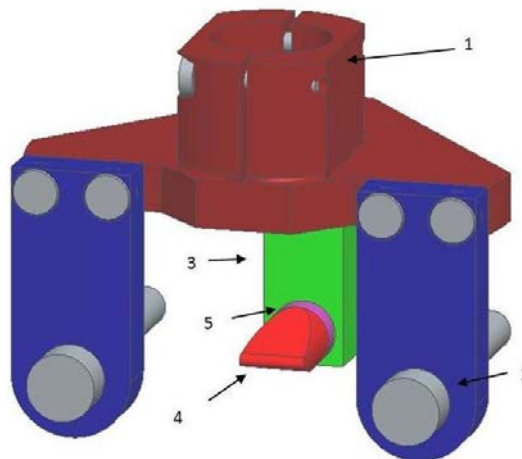


Abb. 25: CAD-3D Ansicht des Hammerkopfes: (1) Hammerbasis, (2) Masseaufnahmeverrichtung, (3) Finnenbasis, (4) Schlagfinne, (5) Kraftsensor (Polster 2013)

Zur Auslösung der Schlagbiegeuntersuchung wird der Pendelarm manuell bis zur gewünschten Fallhöhe ausgelenkt und anschließend ausgelöst. Die Einspannvorrichtung wird schraubstockartig für die Prüfkörper mit einer festen und einer über die Schraube bewegbaren Spannbacke eingestellt. Die maximale Prüfkörperlänge beträgt 10 mm, wobei darauf 8 mm Freilänge und 2 mm Einspannlänge entfallen (Abb. 26). Die Finne trifft 6 mm über der Einspannung auf den Mikroprüfkörper auf (Abb. 27).

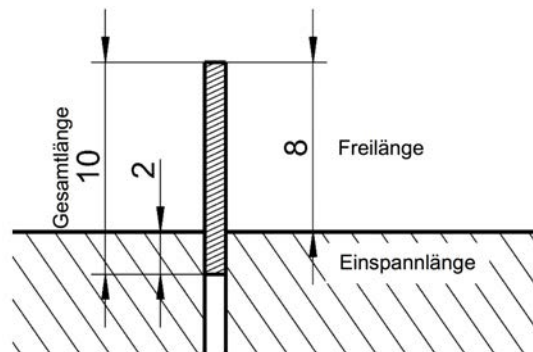


Abb. 26: Einspannung des Prüfkörpers (Polster 2013)

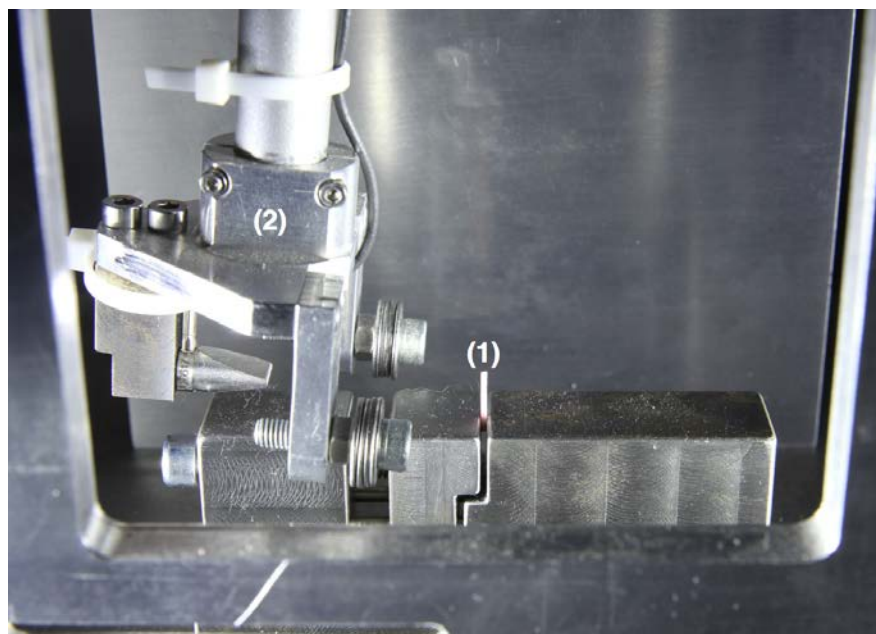


Abb. 27: Seitenansicht des Schlagbiegeprüfstandes im Detail: (1) Probeneinspannung mit Mikroprüfkörper, (2) Hammerkopf

Da der Kraftsensor vom Werk vorkalibriert geliefert wurde, diente die angegebene Empfindlichkeit von $\approx -3,5 \text{ pC} \cdot \text{N}^{-1}$ zum Voreinstellen des Ladungsverstärkers. Die Kalibrierung des piezoelektrischen Kraftsensors erfolgte mittels einer Universalfestigkeitsprüfeinrichtung

(„TMZ2.5/ TN1S“, Zwick, Ulm, Deutschland) auf einen Messbereich von bis zu 100 N (Polster 2013). Der angepasste Verstärker (Laborladungsverstärker 5015, Kistler, Winterthur, Schweiz) wurde zur Umwandlung des Ladungs- in ein Spannungssignal verwendet.

Mit Hilfe eines USB-Datenerfassungsgerätes („NI USB-6259 BNC“, National Instruments, Austin, USA) erfolgte die A/D-Wandlung der Kraft-Messspannung. Die Analyse von Kraft-Zeit-Diagrammen des Schlagbiegeversuches wurde durch eine für diese Anwendung entwickelte Software in der grafischen Programmiersprache Labview („LabVIEW“, Ni Version 11.0.1f2 32-bit, National Instruments, München, Deutschland) realisiert (Warkentin 2014). Die Messparameter für die instrumentierte Schlagbiegeprüfung sind in Tabelle 7 aufgeführt.

Tab. 7: Messparameter der instrumentierten Schlagbiegeprüfung

Prüfgerät	Schlagbiegeanordnung nach Izod
Hammermasse	100 g
Fallhöhe	0,0229 m = 20° Auslenkung
Schlageinleitung über Einspannung	6 mm
Messbereich Ladungsverstärker	bis 100 N
Samples pro Kanal	4000
Messrate	1,0 MS · s ⁻¹
Prüfkörperlänge	10 mm
Prüfkörperdicke	1 mm
Prüfkörperbreite	1 mm

3.6 Ermittlung des Schlagbiegeverhaltens

Die Weiterverarbeitung der Messdaten erfolgte mittels des LabView-Auswerteprogrammes. Dabei wurden aus zehn Einzelmessungen ein gemittelter Kraft-Zeit-Verlauf berechnet und gemeinsam mit den Einzelmesskurven aufgezeichnet. Nach der Auswertung aller Messreihen der untersuchten Füllungswerkstoffe sowie der Zahnhartsubstanzen wurden alle Mittelwertgraphen in einem Diagramm dargestellt und an Hand dessen verglichen. Es wurden zehn Messungen pro untersuchtes Material bezüglich maximaler Schlagkraft und -zeit gemittelt.

Die Mittelwerte ergaben sich aus den Einzelwerten der zehn Messungen. Durch Schwingungssignale nach dem Bruch wird das Kraft-Zeit-Signal überlagert. Mit Hilfe eines zwischengeschalteten Tiefpassfilters von 20 kHz ließen sich die Störsignale minimieren.

Die Fläche unter dem Graphen der Funktion wurde zu einem rechtwinkligem Dreieck approximiert und zur Berechnung des zeitabhängigen Kraftaufnahmevermögens herangezogen. Gleichzeitig stellt dieses bestimmte Integral den Impuls dar. Da in der vorliegenden Arbeit keine Wegmessung durchzuführen war, um die Schlagarbeit bzw. die Schlagzähigkeit zu berechnen, wurde das Kraftaufnahmevermögen zur Beurteilung der Schlagzähigkeit verwendet. Die Wegmessung mit Hilfe der Hochgeschwindigkeitskinematografien erwies sich auf Grund einer zu geringen Auflösung als ungenau. Das Kraftaufnahmevermögen wird als Äquivalent zur Schlagzähigkeit bei konstanter Geschwindigkeit definiert.

3.7 Hochgeschwindigkeitskinematografie des Bruchverlaufes

Eine wesentliche, qualitative Erweiterung der Schlagbiegeprüfvorrichtung in der modifizierten Izod-Anordnung wurde im Rahmen dieser Arbeit durch Hochgeschwindigkeitsaufnahmen bei gleichmäßiger LED-Ausleuchtung realisiert. Die High-Speed Kamera (CamRecord CR600x2, Optronis GmbH, Kehl, Deutschland) wurde mit senkrechter Blickrichtung zur Pendelbewegung vor dem Prüfstand ausgerichtet, sodass sie die Einspannung des Prüfkörpers und den Auftreffpunkt der Schlagfinne abbilden konnte (128 x 160 Bildpunkte horizontal/vertikal). Zwei LED-Strahler wurden seitlich davon ausgerichtet. Damit konnten die Bruchverläufe vom Auftreffen der Schlagfinne über die Biegung bis einige Mikrosekunden nach dem Bruch mit 10.000 Bildern pro Sekunde aufgezeichnet werden (Abb. 28). Das elektrische Signal wurde dann mit den Kraft-Zeit-Verläufen korreliert, sodass Besonderheiten während der Bruchverläufe, wie z. B. Schwingungssignale nach dem Bruch, interpretiert werden konnten.

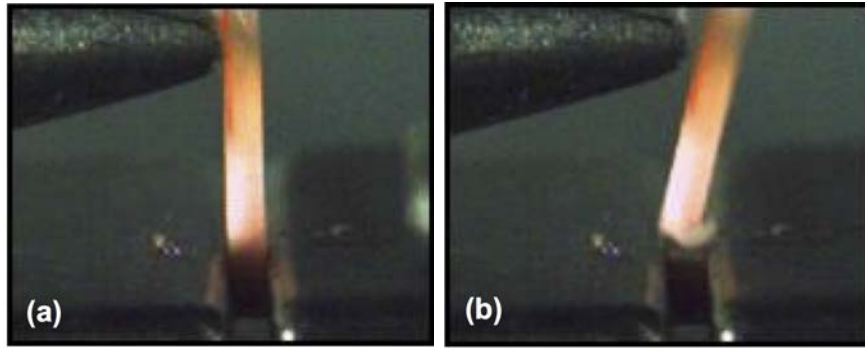


Abb. 28: Zwei exemplarische Bilder aus einer High-Speed Videosequenz zu zwei unterschiedlichen Zeitpunkten: (a) Kontakt, (b) Bruch

3.8 Fraktografie

Häufig reagiert ein Werkstoff bei mechanischer Beanspruchung mit einer Verformung oder einem Bruch (Gewaltbruch). Geringere Belastungen, wie z. B. zyklische Kautbelastungen, können bereits zum sogenannten Ermüdungsbruch führen. Die beim Bruch ausgebildeten Bruchflächen, auch als Bruchspiegel bezeichnet, werden für Schadensanalysen zuerst makroskopisch und dann mikroskopisch untersucht. Die Begutachtung des Bruchspiegels als Methode der Qualitätskontrolle wurde bereits von Agricola im Jahre 1556 in seiner „De Re Metallica“ erwähnt. Die ersten umfangreichen Bruchflächenbeschreibungen wurden 1722 von Reaumur verfasst, der schon ein Mikroskop benutzte. Allerdings ermöglicht das Lichtmikroskop bei einer Untersuchung der relativ rauen Bruchspiegel wegen seiner geringen Schärfentiefe sinnvolle Auflösungen nur bis etwa 50fach. Erst im Jahr 1939 untersuchte C. A. Zappfe Bruchflächendetails bei hohen Auflösungen erfolgreich mit einem Lichtmikroskop. Dabei wurde der Begriff „Fraktografie“ geprägt (Bethge und Heydenreich 1982).

Prinzipiell bezeichnet man einen Bruch als die zum Verlust der Tragfähigkeit eines Festkörpers führende Werkstofftrennung in makroskopischen Bereichen. Dabei kommt es infolge äußerer bzw. innerer mechanischer Spannungen zur Zerstörung von atomaren bzw. molekularen Bindungen und zur Entstehung freier Oberflächen. Ausgehend von der Art der mechanischen Beanspruchung unterscheidet man in Gewalt- und Ermüdungsbrüche. Der Sprödbbruch zählt zu den Gewaltbrüchen und stellt einen makroskopisch verformungsarmen Bruch dar. Das makroskopische Bruchaussehen entspricht dem Trennbruch (Blumenauer und Pusch 1981).

Makrofraktografien werden immer noch unter Zuhilfenahme eines Stereomikroskopes durchgeführt. Das Bemühen, die makroskopische Erscheinung eines Bruches zu deuten, dürfte so alt sein wie die Herstellung und der Gebrauch von Werkzeugen und ihr Versagen durch Bruch (Bethge und Heydenreich 1982). Zur weiteren umfassenden strukturellen und mikroanalytischen Charakterisierung von Oberflächen dient die Rasterelektronenmikroskopie (REM), deren grundlegende Idee von Knoll bereits im Jahr 1935 publiziert wurde. Im REM erfolgt eine zeilenweise Abrasterung der Objektoberfläche mit einem fokussierten Elektronenstrahl. Durch die Wechselwirkungen der Elektronen mit dem Objekt entstehen am jeweiligen Auftreffpunkt des Strahls verschiedene Signale, die lokale Informationen über die Oberflächenstruktur und -zusammensetzung enthalten. Mit Hilfe geeigneter Detektoren können die Signale registriert und zum Bildaufbau verwendet werden. Das Objektspektrum reicht von anorganischen Werkstoffen (Metalle, Legierungen, Mineralien, Keramiken, Gläser etc.) bis zu organischen Proben (biologische Objekte, Zellen, Membranen etc.). Der Auflösungsbereich des Rasterelektronenmikroskopes übersteigt mehr als vier Größenordnungen und erlaubt bei hoher Auflösung die Abbildung makromolekularer Strukturen in komplexen biologischen Systemen bis zu Dimensionen von einigen Nanometern, um Struktur und Funktion zu korrelieren. Zur Bruchflächenanalyse feuchter und gasender Proben wird der ESEM-Modus eingesetzt. Die Grundlagen für diese Technik wurden in den 1970er Jahren gelegt. Charakteristische Unterschiede weist der ESEM-Modus im Vakuumsystem und bei den Detektoren auf. Der elektronenoptische Aufbau des ESEM entspricht dem eines konventionellen REM (Robenek 1995). Sofern das REM mit einem Spektrometer zur energiedispersiven Röntgenmikroanalyse (EDX) ausgerüstet ist, ergibt sich die Möglichkeit, die chemische Zusammensetzung interessierender Bruchflächendetails (z. B. Einschlüsse) zu bestimmen (Bethge und Heydenreich 1982). Mittels eines BSE-Detektors werden im REM Informationen über die Topografie der Bruchfläche und die relative Zusammensetzung der Probe geliefert. Dabei werden die in der Probe befindlichen Primärelektronen vom Elektronenstrahl zurückgestreut und vom BSE-Detektor erfasst. Das BSE-Bild liefert eine gute Materialdifferenzierung abhängig von der Ordnungszahl des Elementes. Dieser Materialkontrast nimmt mit der Ordnungszahldifferenz der Elemente zu (Robenek 1995).

Als mikrofraktografische Merkmale eines Sprödgefüges werden vorwiegend Spaltflächen abgebildet. Bei der elektronenmikroskopischen Analyse zeigen diese Spaltflächen noch geringe Anzeichen einer plastischen Verformung in Form von Stufen oder Flüssen (Blumenauer und Pusch 1981). Bei Polymerwerkstoffen beschränken sich diese Verformungen auf eine ebene Schicht von weniger als 1 μm Dicke. Da das verformte Volumen sehr klein ist, kann makroskopisch von einem Sprödbruch gesprochen werden. Da der Sprödbruch sich quer durch den Werkstoff ausbreitet, hinterlässt er Strukturen, die Rückschlüsse auf die Bruchfortschrittsrichtung zulassen. Es handelt sich um Keilstufen, die an Inhomogenitäten des Werkstoffes entstehen. Auf diese Weise entstehen Treppenumuster und absplitternde Späne. Belastete Werkstoffbereiche werden durch Normalspannungsanrisse mit begrenzter Ausdehnung (Crazes) entlastet. Es handelt sich dabei um stabilisierte Gewaltanrisse, deren Trennflächen von versteckten Fibrillen überbrückt werden. Crazes können sowohl an freien Oberflächen als auch im Inneren des Werkstoffes entstehen und sind dementsprechend halbkreis- bzw. kreisförmig begrenzt. Crazes treten nicht bei schlagartiger Belastung, sondern nur bei kontinuierlicher langsamer Zugbelastung auf. Auch mikrofraktografisch sind Brüche von Polymerwerkstoffen spröd. Biegebeanspruchungen bewirken das Einreißen des Werkstoffes von einer äußeren und ggf. inneren Oberfläche (z. B. von einem Werkstofffehler) her. Bei ruckartigem Bruchfortschritt entstehen an der Rissfront hochgezogene Wände, die in beiden Bruchflächen nach der Trennung als Wülste sichtbar bleiben. Werkstofffehler werden in Hohlräume, Fremdeinschlüsse oder Inhomogenitäten eingeteilt. Hohlräume sind Lunker, Blasen, Poren etc., die frei entstanden und somit glatter sind als mechanisch beschädigte Flächen und Bruchflächen (Schmidt et al. 1994).

In der vorliegenden Untersuchung wurden die mikrofraktografischen Analysen der Bruchflächen mit Hilfe eines Rasterelektronenmikroskopes („Quanta 3D 200i dual beam“, FEI Company, Hillsboro, USA) durchgeführt. Komposite und Zahnhartsubstanzen wurden im Low-Vakuum-Modus mit einem Kammerdruck von 1,3 mBar bei 10 kV untersucht. Amalgambruchflächen wurden im Hochvakuum-Modus analysiert. Abbildung 29 zeigt exemplarisch die Bruchfläche von GrandioSO und die darin gekennzeichnete Schlagrichtung. Diese Richtung entspricht einem Schlag von bukkal nach oral gemäß eines unfallbedingten Zahntraumas bzw. eines okklusalen Traumas. Die Proben wurden in der Vakuumkammer so ausgerichtet,

dass die Schlagrichtung immer der oberen Bruchkante entspricht und senkrecht zu dieser ausgerichtet ist. Eine zusätzliche Bruchflächenanalyse wurde mit Hilfe des BSE-Detektors durchgeführt.

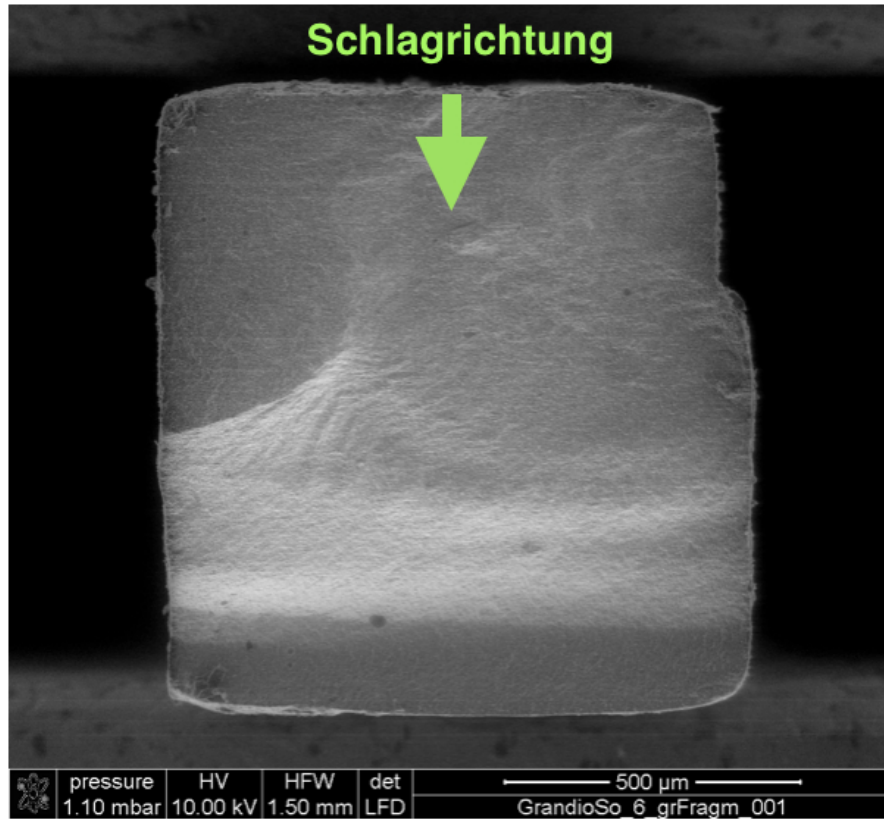


Abb. 29: Bruchspiegel mit gekennzeichnete Schlagrichtung = grüner Pfeil (REM)

3.9 Statistische Analysen

Die statistische Auswertung erfolgte mit „SPSS Version 21“ (IBM Statistics, New York, USA). Dabei wurden die Unterschiede zwischen den Werkstoffen mit dem Kruskal-Wallis-Test für unabhängige Stichproben getestet. Dieser wurde für Schlagkraft, -zeit und Kraftaufnahmevermögen durchgeführt. Die Darstellung erfolgte mit Hilfe von Boxplot-Diagrammen. Die Boxen entsprechen dem Bereich, in dem sich die mittleren 50% der Messdaten, der Abstand zwischen oberem und unterem Quartil, befinden. Die Größe der Box gibt Auskunft über die Streuung der Messdaten. Die horizontale Linie in der Box stellt den Median und die vertikalen Linien die Antennen dar, die bis zum größten bzw. kleinsten Wert reichen (Abb. 30).

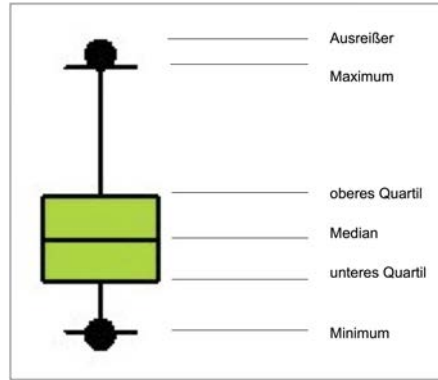


Abb. 30: Boxplot-Darstellung

Die übrigen horizontalen Linien oberhalb der Boxplots geben Auskunft über signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) zwischen den untersuchten Materialien. Weiterhin wurde die Spearman-Rangvarianzanalyse durchgeführt, um Korrelationen zwischen den Schlagparametern Kraft und Zeit sowie dem Füllstoffgehalt und dem Kraftaufnahmevermögen nachzuweisen. Der Spearmansche Korrelationskoeffizient r_s liefert Informationen über den Zusammenhang zwischen Variablen. Eine grafische Aufbereitung der ermittelten Daten erfolgte mittels tabellarischer Darstellung.

4 Ergebnisse

4.1 Zahnhartsubstanzen

Abbildung 31 zeigt die Kraft-Zeit-Verläufe von acht Messungen der Zahnhartsubstanzen und die Mittelwertkurve. Zur besseren Vergleichbarkeit wurden alle Kurven so verschoben, dass die Kraftmaxima auf dem gleichen Zeitpunkt (ca. 4 ms) liegen. Die Bruchvorgänge waren durchschnittlich in weniger als 2 ms abgelaufen. Zwei Messungen sind im Diagramm markant. Probe 8 (gelb) wies einen annähernd parabelförmigen Anstieg auf und erreichte das größte Kraftmaximum von 6,7 N und eine maximale Schlagdauer von 1,7 ms. Probe 1 (rot) erreichte das geringste Kraftmaximum von 1,2 N und die geringste Schlagdauer von 0,6 ms. Die Kennwerte der Mittelwertkurve (schwarz) der Zahnhartsubstanzproben betrugen $4,1 \pm 1,7$ N und 1,7 ms.

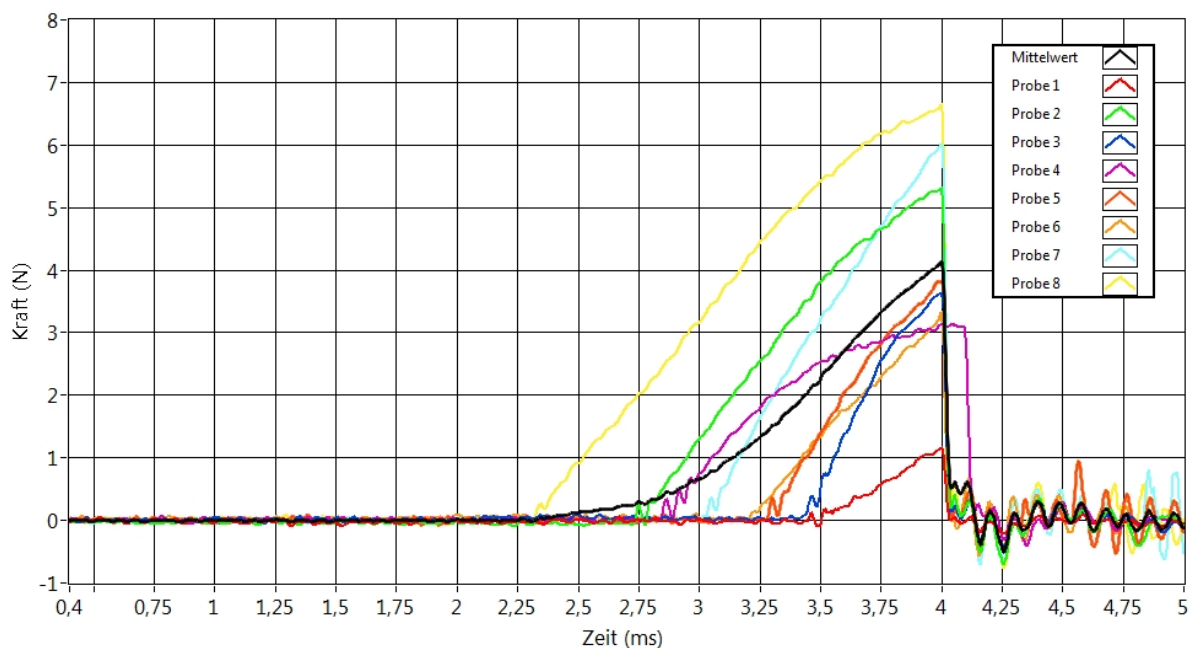


Abb. 31: Kraft-Zeit-Verläufe der Zahnhartsubstanzen

Für die Auswertung wurden alle Messkurven mit den Hochgeschwindigkeitskinematografien korreliert. Abbildung 32 zeigt diese Korrelation exemplarisch für Probe 7. Im Kraft-Zeit-Verlauf kam es bei ca. 3 ms zur Berührung des Prüfkörpers durch die Schlagfinne. Die Biegung dauerte ca. 1 ms und erreichte ihr Kraftmaximum bei ca. 4 ms. Nach ca. 0,1 ms kam es zum Bruch. Das nochmalige Anschwingen nach dem Bruch bei ca. 4,7 ms war auf das Anschlagen des Bruchfragmentes an die Schlagfinne zurückzuführen.

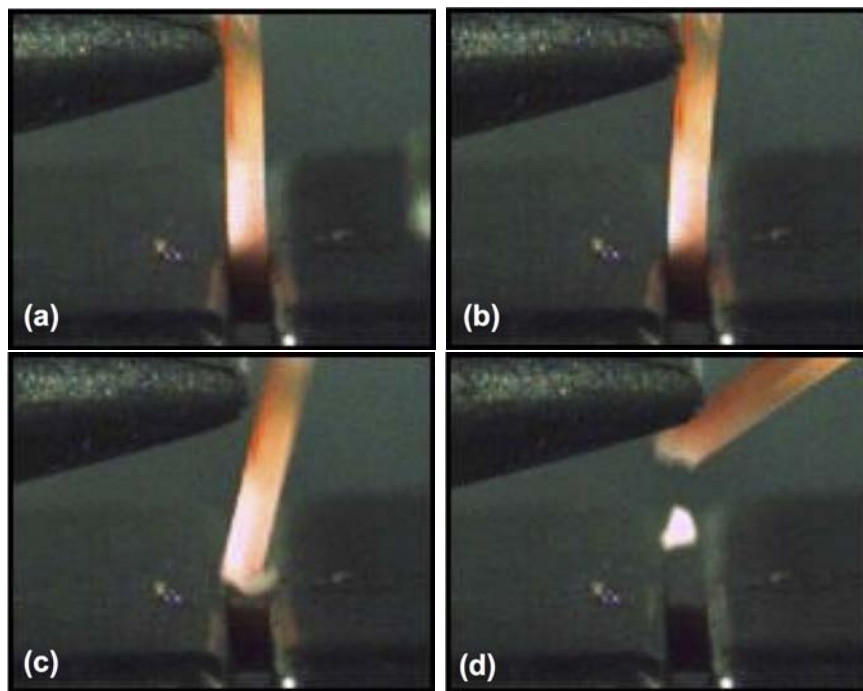
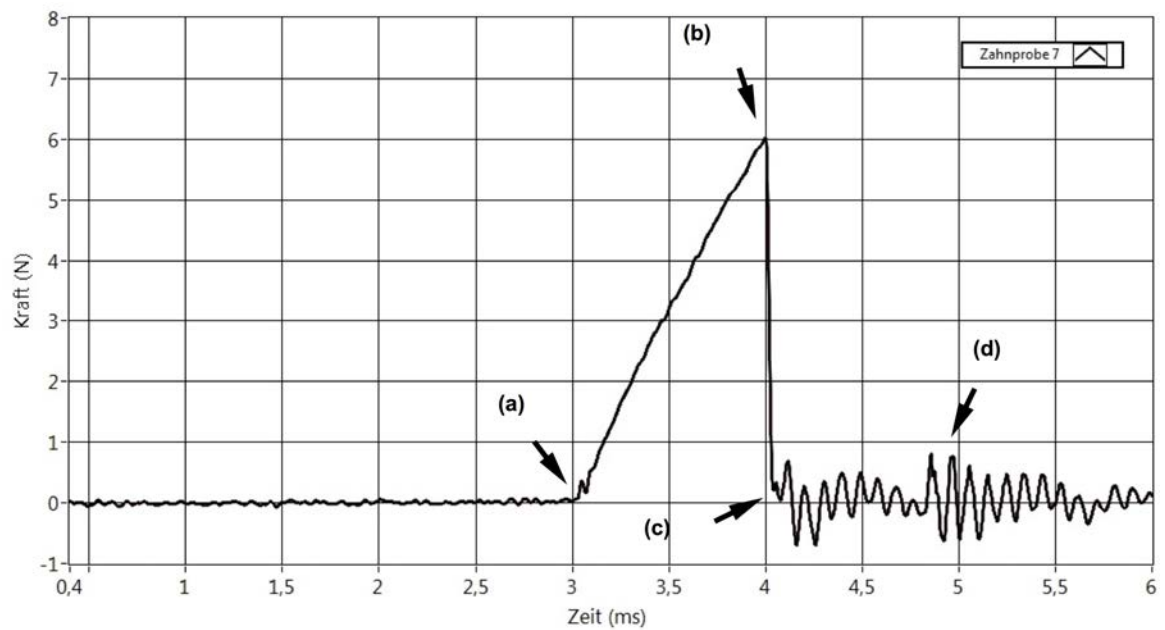


Abb. 32: Kraft-Zeit-Verlauf und Hochgeschwindigkeitsvideosequenzen der Probe 7 zu vier unterschiedlichen Zeitpunkten: (a) Berührung bei 3 ms, (b) Kraftmaximum bei 4 ms, (c) Bruch bei 4,1 ms, (d) Zurückschlagen des Fragmentes gegen die Schlagfinne bei 4,8 ms

Die rasterelektronenmikroskopische Aufnahme zeigt die Übersichtsaufnahme der Probe 7 (Abb. 33). Die Bruchfläche ist durch Stufen gekennzeichnet, die scharf voneinander abgegrenzt sind.

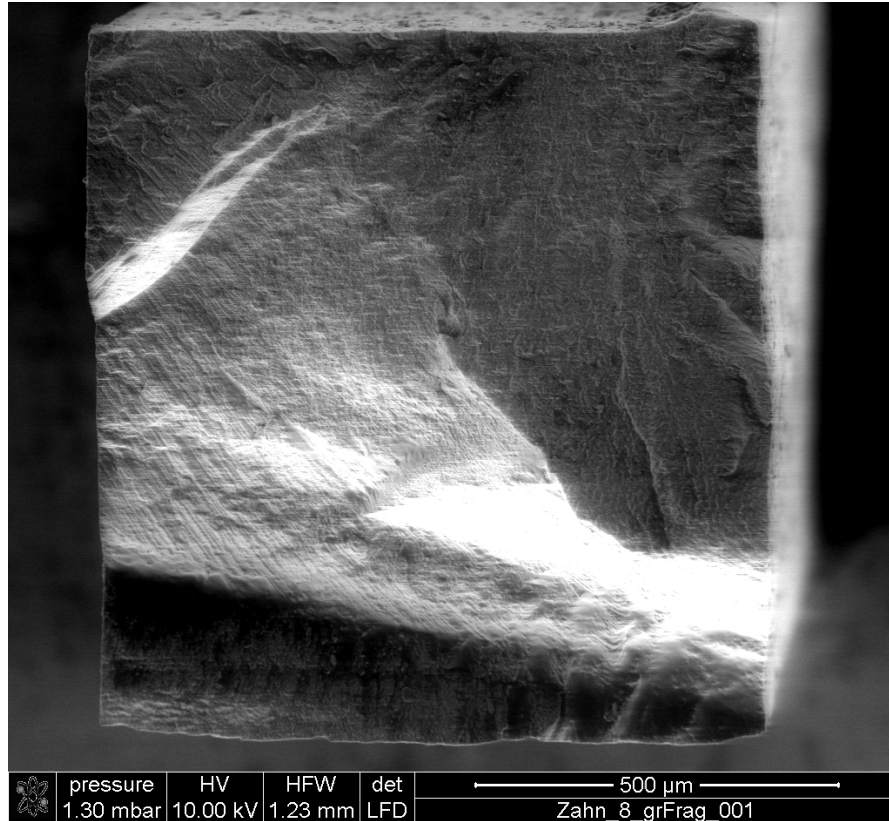


Abb. 33: Bruchfläche von Zahnhartsubstanz (REM)

Die Abbildungen 34 sowie 35 zeigen die Bruchfläche von Probe 3 mit zentral gelegenem Pulpakavum sowie Pulpaanteilen. Diese Probe enthält topografisch das Kanallumen mit zirkumpulpaem Dentin. Hierbei handelt es sich um eine reine Dentinprobe mit Zahnweichgewebe. Des Weiteren ist die Bruchoberfläche durch Rauigkeiten und Kanten gekennzeichnet. Abbildung 35 zeigt längs aufgebrochene Dentintubuli nahe dem Pulpakavum, die radiär um die Pulpa angeordnet sind. Vorwiegend an Bruchkanten sind quer getroffene Dentinkanälchen zu erkennen. Schmelzanteile werden in den Abbildungen 36 bis 39 der Proben 4, 5, 2 und 8 nachgewiesen. Proben mit Schmelzanteilen zeigten in den Kraft-Zeit-Verläufen hohe Schlagkräfte.

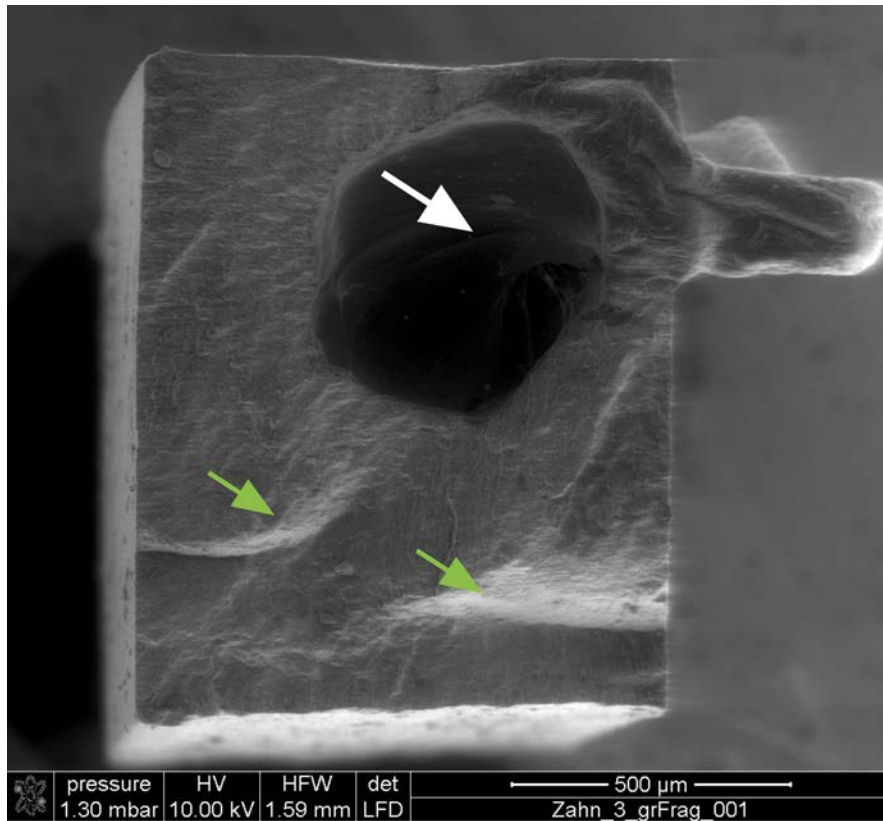


Abb. 34: Bruchfläche von Zahnhartsubstanz, Wurzelkanallumen und Pulpaanteile = weißer Pfeil, Bruchkanten = grüne Pfeile (REM)

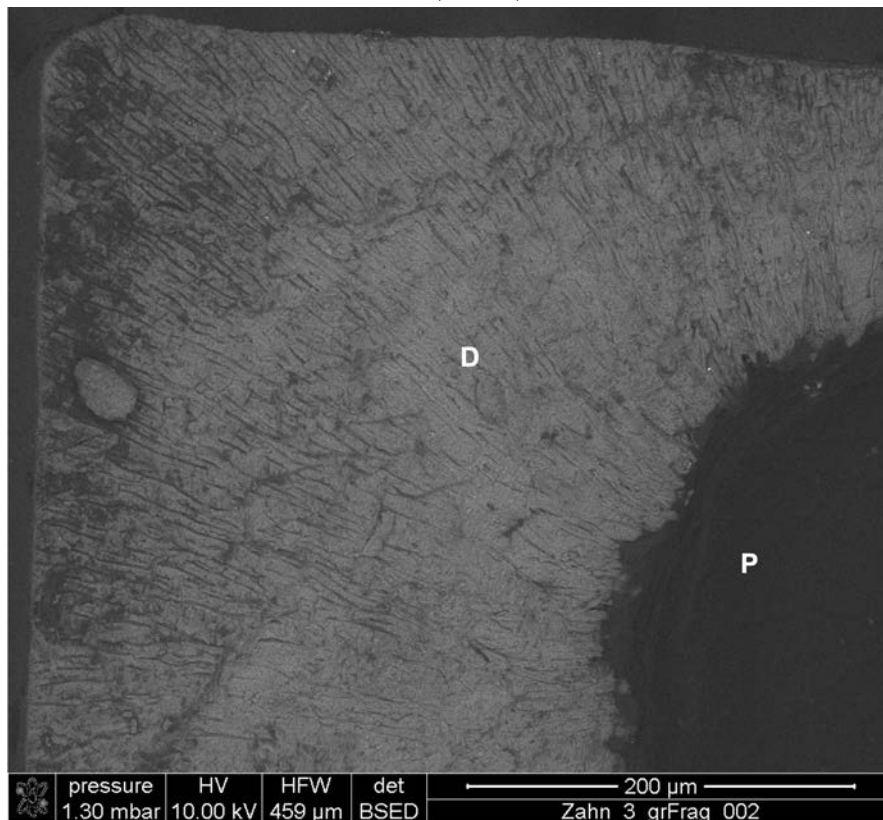


Abb. 35: Detailaufnahme von Zahnhartsubstanz, Dentin mit Dentintubuli = D, Pulpa = P (REM, BSE-Detektor)

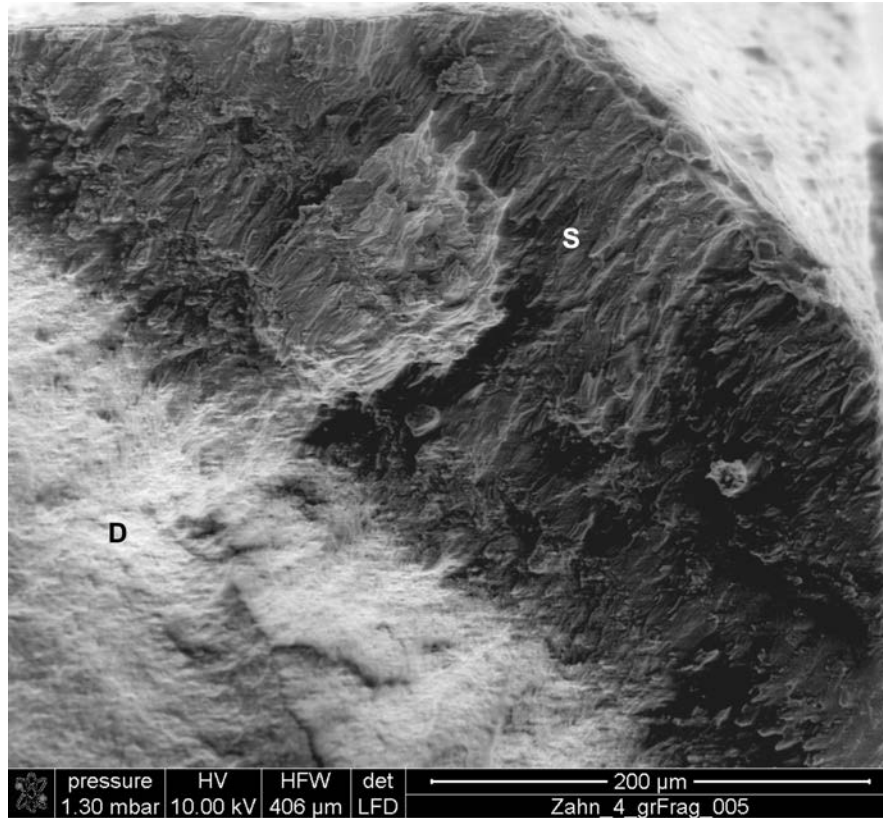


Abb. 36: Detailaufnahme von Zahnhartsubstanz mit Zahnschmelz = S und Dentin = D (REM)

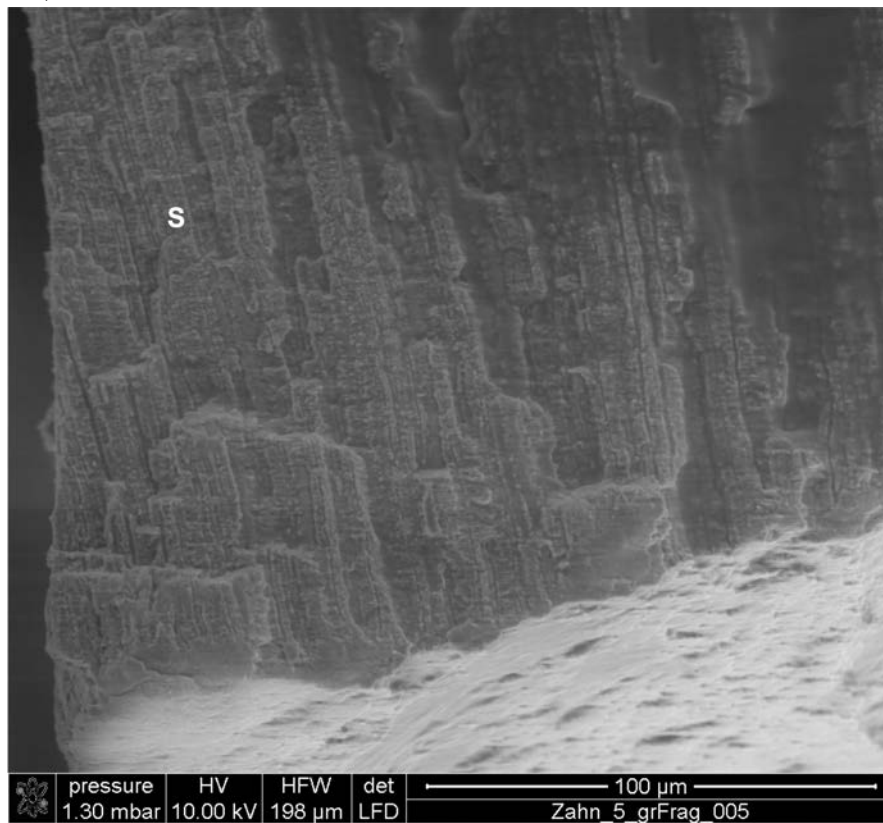


Abb. 37: Detailaufnahme von Zahnhartsubstanz mit Zahnschmelz = S (REM)

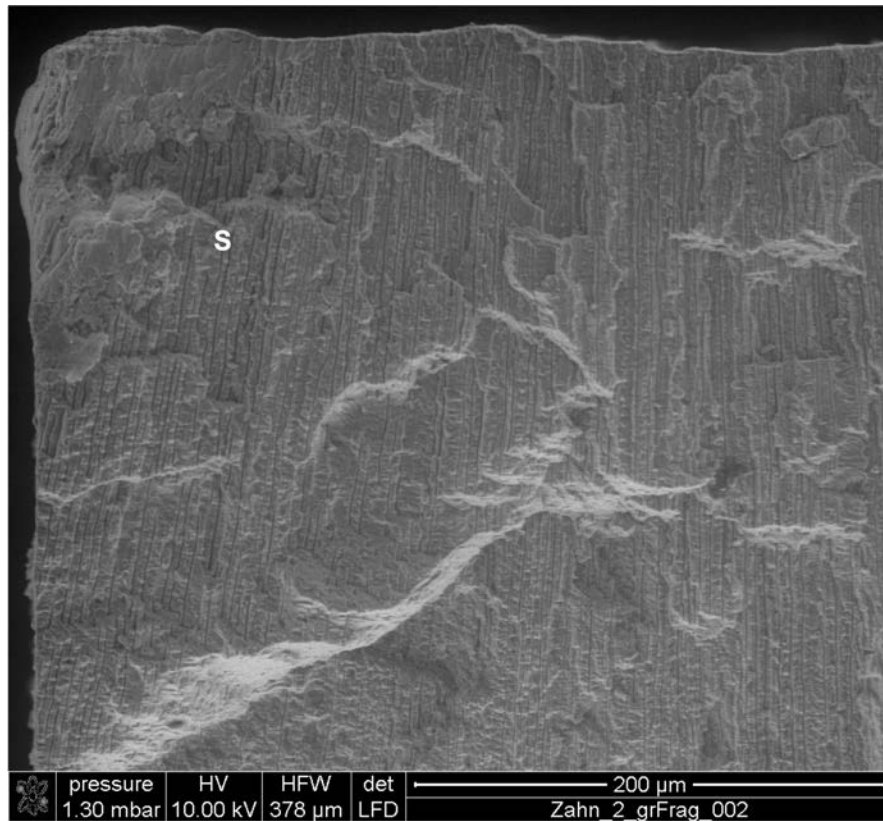


Abb. 38: Detailaufnahme von Zahnhartsubstanz mit Zahnschmelz = S (REM)

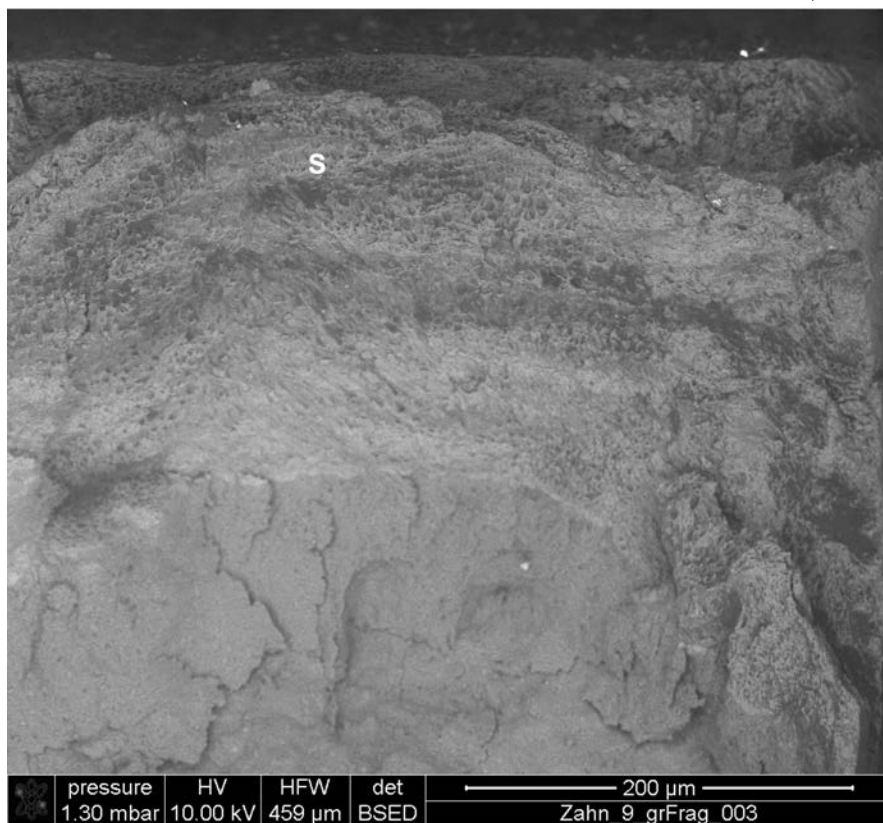


Abb. 39: Detailaufnahme von Zahnhartsubstanz mit Schmelzprismen = S (REM, BSE-Detektor)

4.2 Arabesk Flow

Abbildung 40 zeigt die Kraft-Zeit-Verläufe ($n = 10$) und die Mittelwertkurve des niedriggefüllten Arabesk Flow (64 Gew.%). Zur besseren Vergleichbarkeit wurden alle Kurven so verschoben, dass die Kraftmaxima auf dem gleichen Zeitpunkt (2 ms) liegen. Probe 8 (gelb) wies die längste Schlagdauer von 1,6 ms und Probe 1 (rot) die geringste Schlagdauer von 0,8 ms auf. Die maximale Schlagkraft erreichte Probe 6 (hellorange) mit 3,9 N. Die geringste Schlagkraft zeigte Probe 2 (grün) mit 2,6 N. Die Kennwerte der Mittelwertkurve (schwarz) von Arabesk Flow betrugen $3,2 \pm 0,4$ N und 1,1 ms. Außerdem wiesen die Proben 5 und 6 (orange und hellorange) nach dem Bruch ab ca. 2,3 ms hohe Schwingungsamplituden auf.

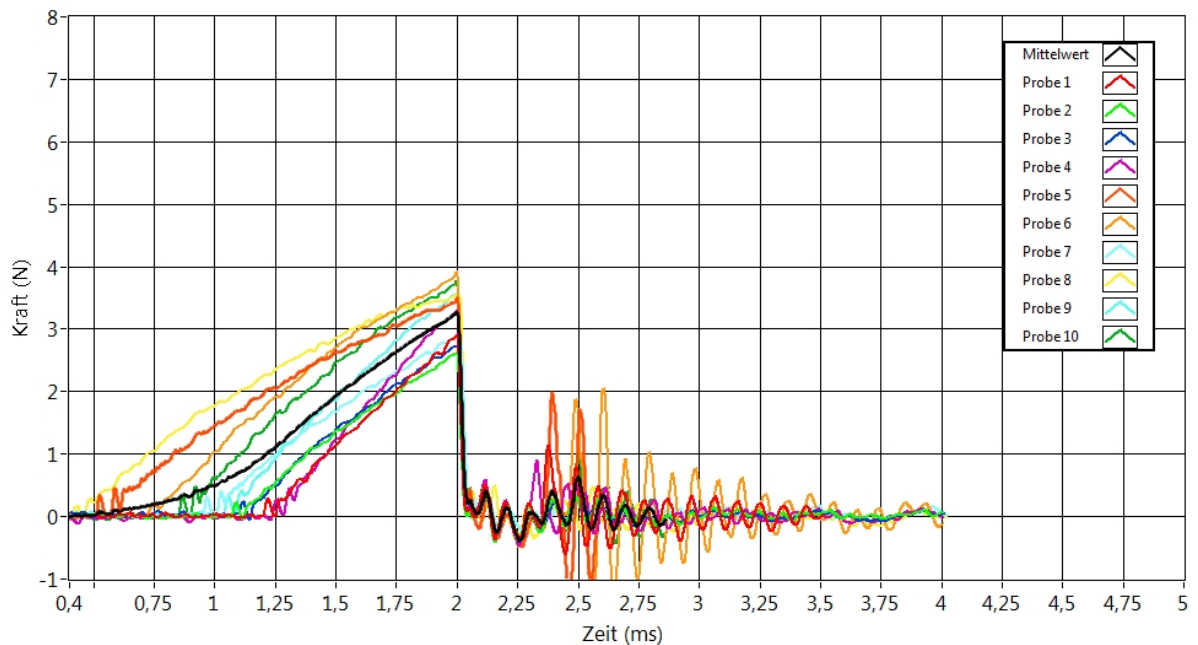


Abb. 40: Kraft-Zeit-Verläufe von Arabesk Flow

Die rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen zeigen exemplarisch die Bruchfläche von Probe 3, die durch einen relativ großen Gaseinschluss in der oberen rechten Ecke charakterisiert ist (Abb. 41 und 42). Die obere Kante, aus deren Richtung der Schlag kam, weist keine weiteren Verarbeitungsfehler in Form von Kerben oder Aussparungen auf. Auf der Bruchfläche von Probe 2 sind Kanten (Abb. 43) und in Probe 1 Fremdkörper sichtbar (Abb. 44).

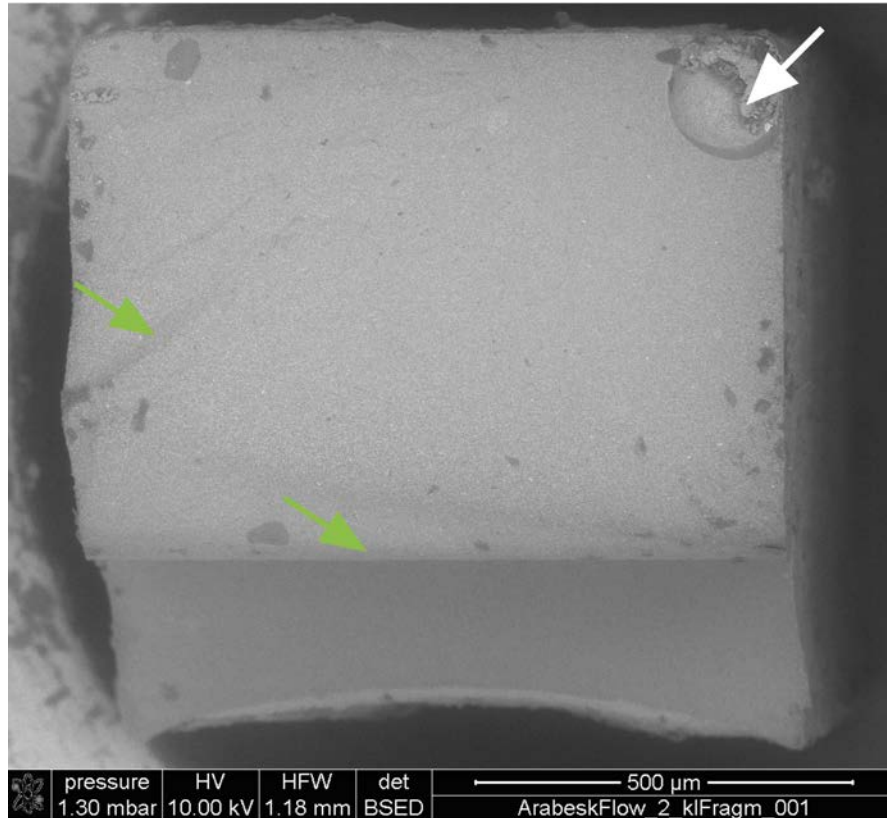


Abb. 41: Bruchfläche von Arabesk Flow, Gaseinschluss = weißer Pfeil, Bruchkanten = grüne Pfeile (REM, BSE-Detektor)

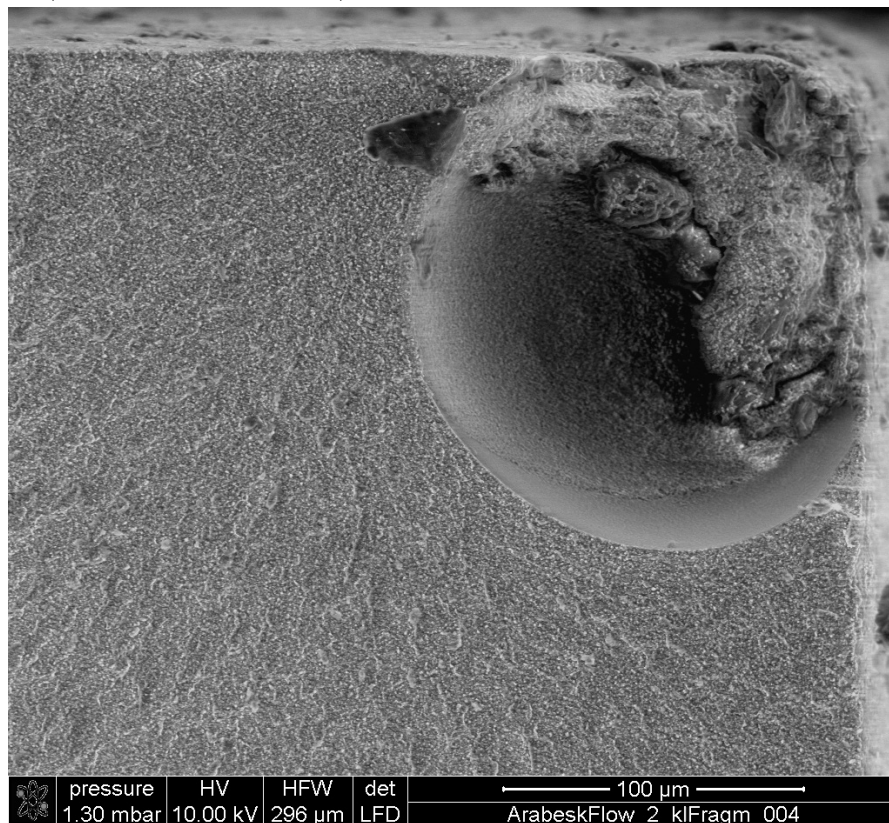


Abb. 42: Detailaufnahme von Arabesk Flow mit großem kreisförmigem Gaseinschluss. (REM)

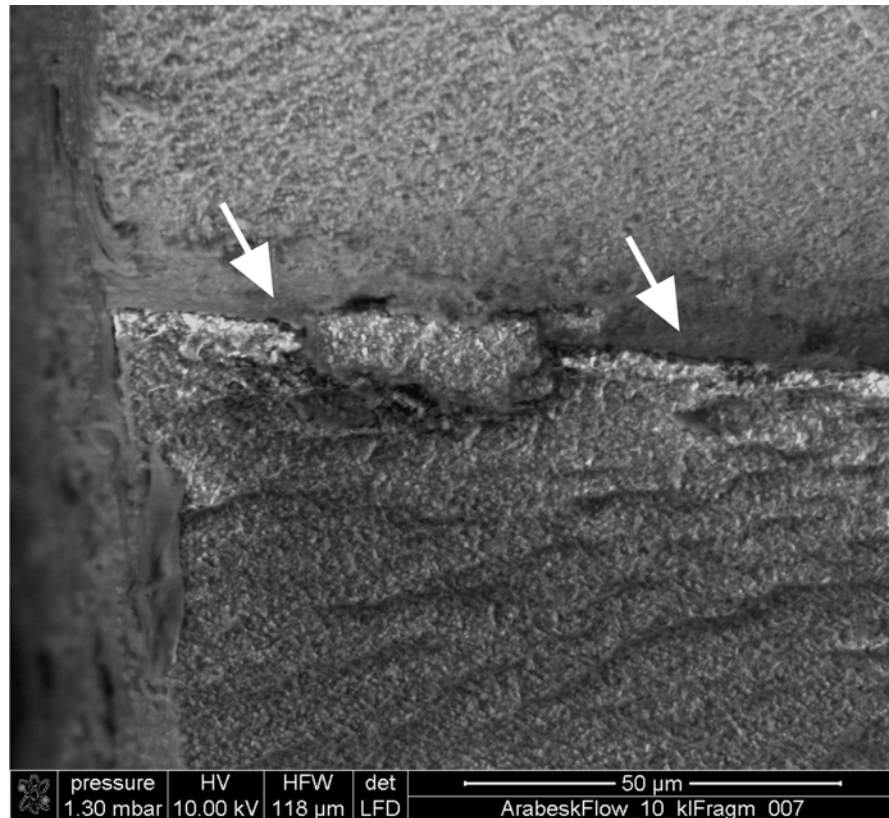


Abbildung 43: Detailaufnahme von Arabesk Flow, Bruchkante = weißer Pfeil (REM)

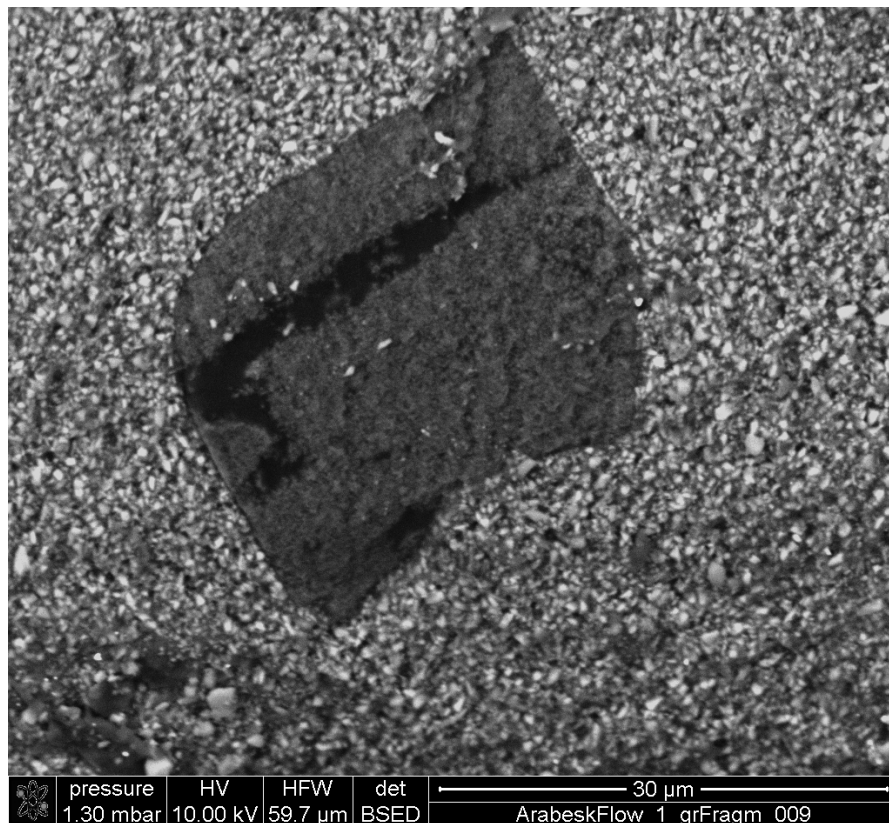


Abb. 44: Detailaufnahme von Arabesk Flow mit Fremdkörper (REM, BSE-Detektor)

4.3 Tetric EvoFlow

Im Diagramm sind die Kraft-Zeit-Verläufe ($n = 10$) des niedriggefüllten Tetric EvoFlow (62 Gew.%) sowie dessen Mittelwertkurve dargestellt (Abb. 44). Probe 2 (hellgrün) zeigte durch die Maximalwerte von Schlagdauer (1,6 ms) und Schlagkraft (4,5 N) Auffälligkeiten. Probe 4 (rosa) wies sowohl die geringste Schlagkraft von 1,7 N als auch die geringste Schlagdauer von 0,7 ms auf. Die Kennwerte der Mittelwertkurve (schwarz) von Tetric EvoFlow betrugen $2,7 \pm 0,7$ N und 1,2 ms (Abb. 45).

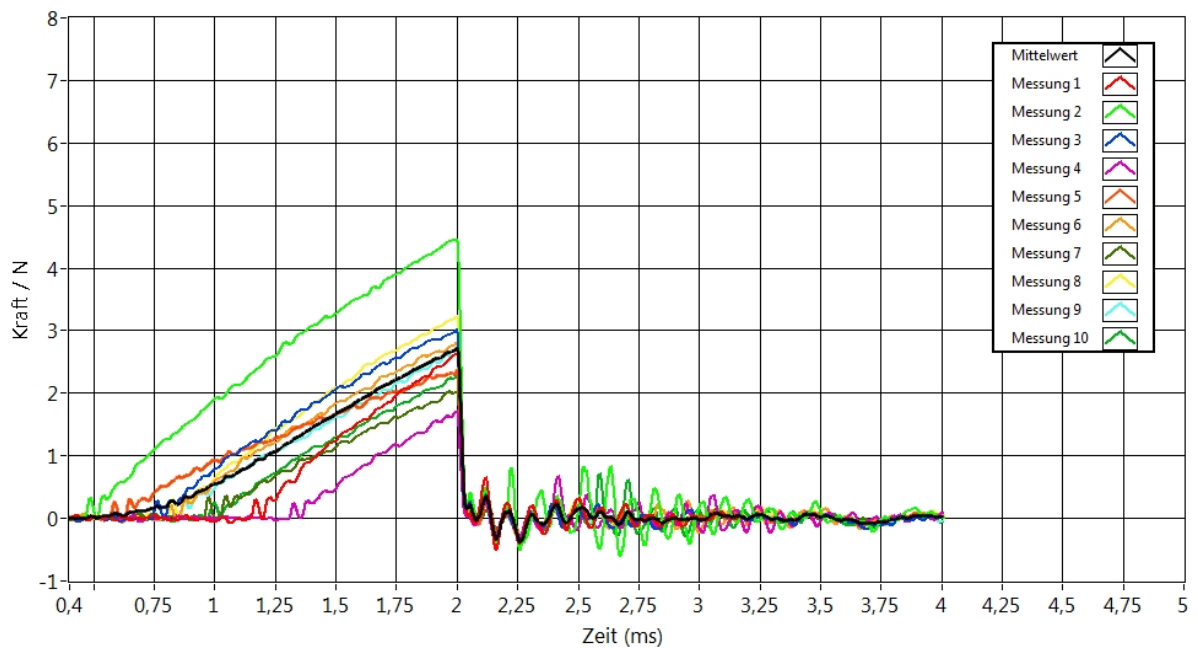


Abb. 45: Kraft-Zeit-Verläufe von Tetric EvoFlow

Abbildung 46 zeigt die rasterelektronenmikroskopische Übersichtsaufnahme der Bruchfläche von Probe 5. Die obere Kante (= Schlagangriffspunkt) weist Oberflächenunregelmäßigkeiten auf. Des Weiteren ist die Bruchfläche durch viele Kanten, Risse und Gaseinschlüsse charakterisiert. In der Detailaufnahme sind die Füllstoffkörper gut von der organischen Matrix zu differenzieren (Abb. 47). Weitere Detailaufnahmen von Probe 1 und 10 zeigen Gaseinschlüsse und Mikrorisse (Abb. 48 und 49).

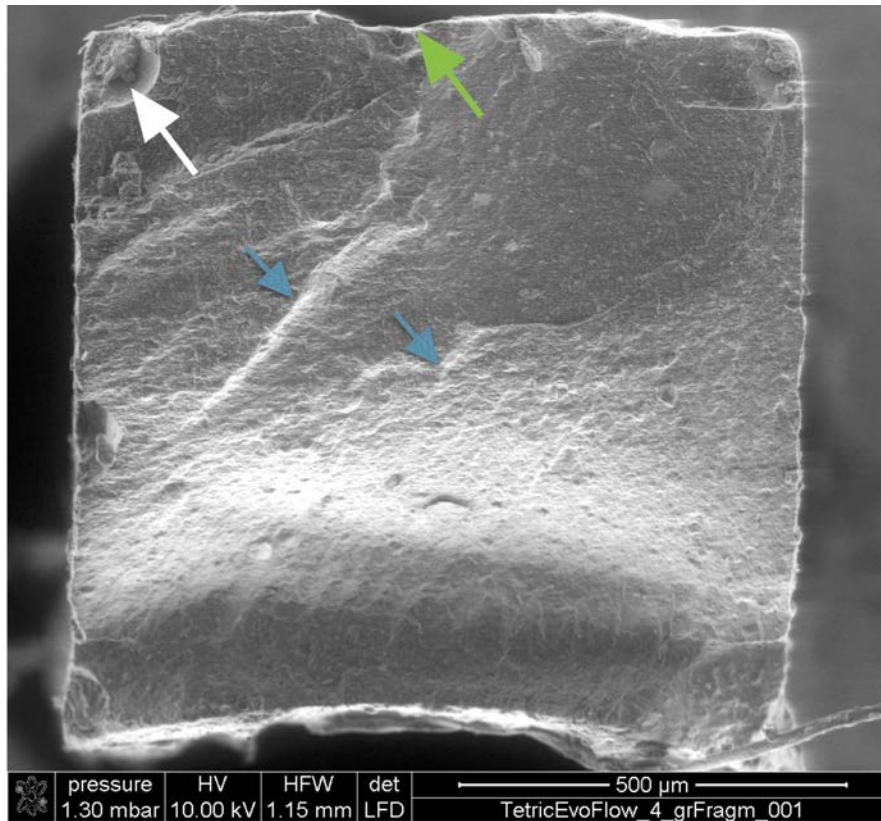


Abb. 46: Bruchfläche von Tetric EvoFlow, Oberflächenunregelmäßigkeiten = grüner Pfeil, Kanten = blaue Pfeile, Gaseinschluss = weißer Pfeil (REM)

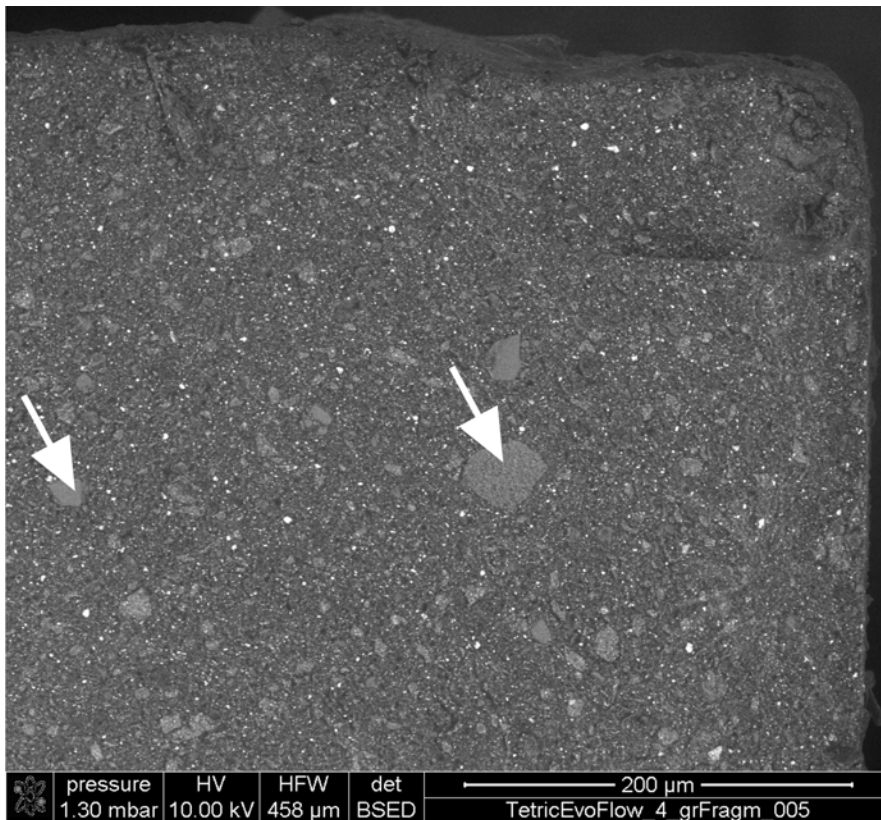


Abb. 47: Detailaufnahme von Tetric EvoFlow, Füllstoffkörper = weiße Pfeile (REM, BSE-Detektor)

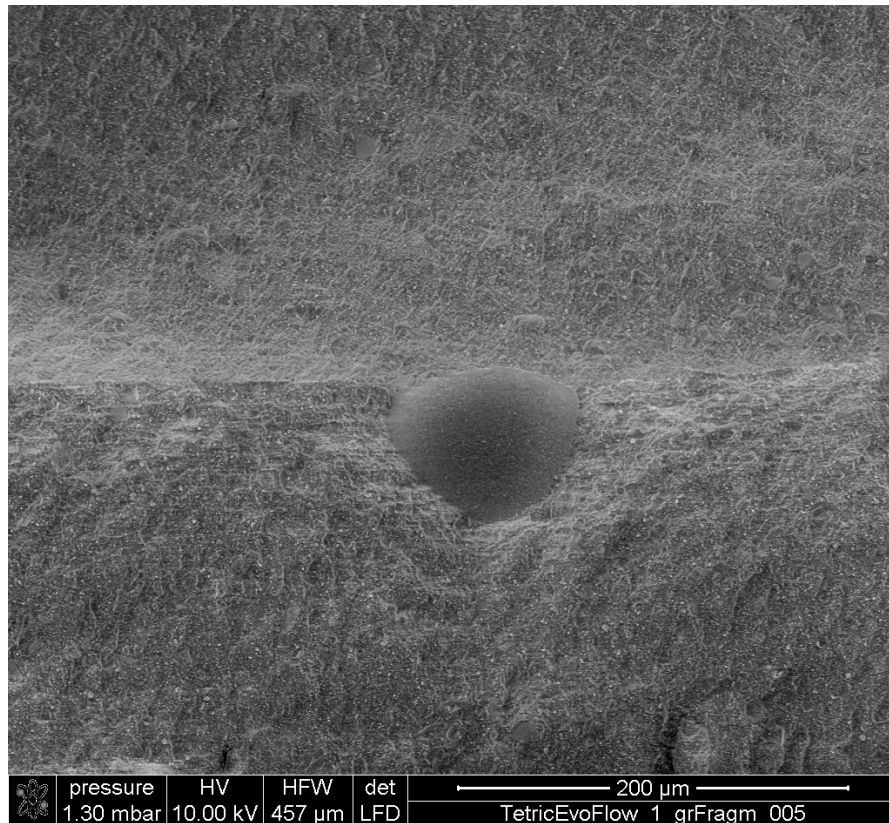


Abb. 48: Detailaufnahme von Tetric EvoFlow mit Gaseinschluss (REM)

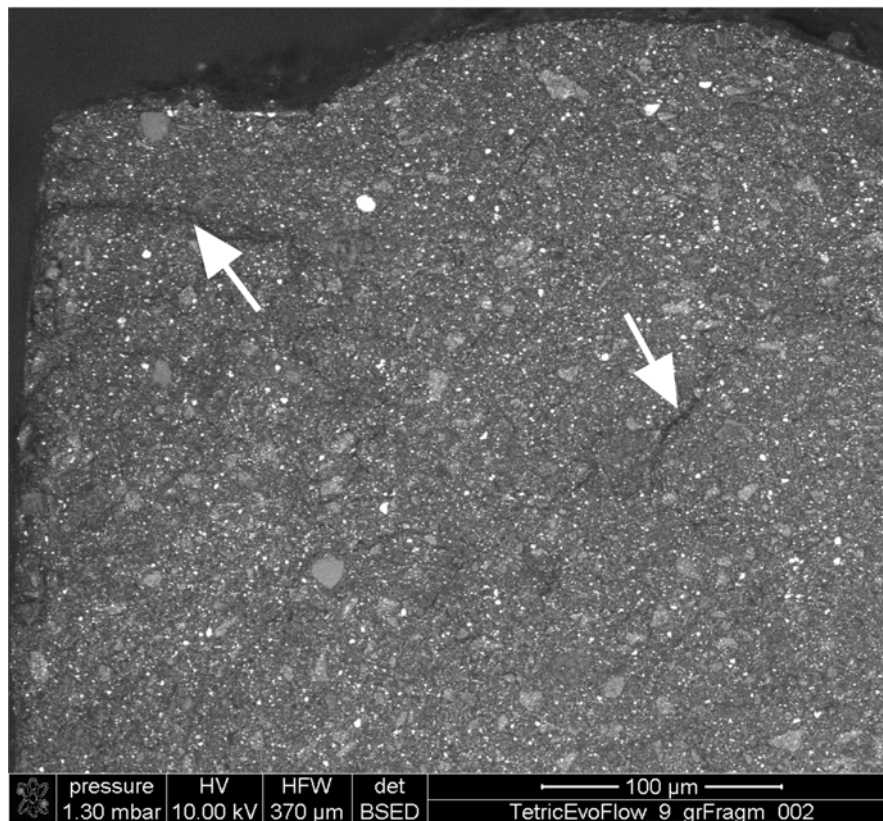


Abb. 49: Detailaufnahme von Tetric EvoFlow, Mikrorisse = weiße Pfeile (REM, BSE-Detektor)

4.4 Arabesk Top

Arabesk Top (76,5 Gew.%), ein Vertreter der mittelgefüllten Dentalkomposite, zeigt in Abbildung 50 Kraft-Zeit-Verläufe von zehn Messungen sowie die Mittelwertkurve. Probe 4 (rosa) wies eine maximale Schlagdauer von 0,9 ms und Probe 5 (orange) eine maximale Schlagkraft von 5,3 N. Die geringsten Werte zeigten die Proben 3 (blau) und 7 (dunkelgrün). Probe 3 verfügte über eine minimale Schlagdauer von 0,5 ms und Probe 7 über eine minimale Schlagkraft von 3,2 N. Außerdem wiesen die Proben 4 (rosa) und 6 (hellorange) nach dem Bruch auffallend hohe Schwingungsamplituden auf. Die Kennwerte der Mittelwertkurve (schwarz) von Arabesk Top betrugen $4,3 \pm 0,6$ N und 0,7 ms.

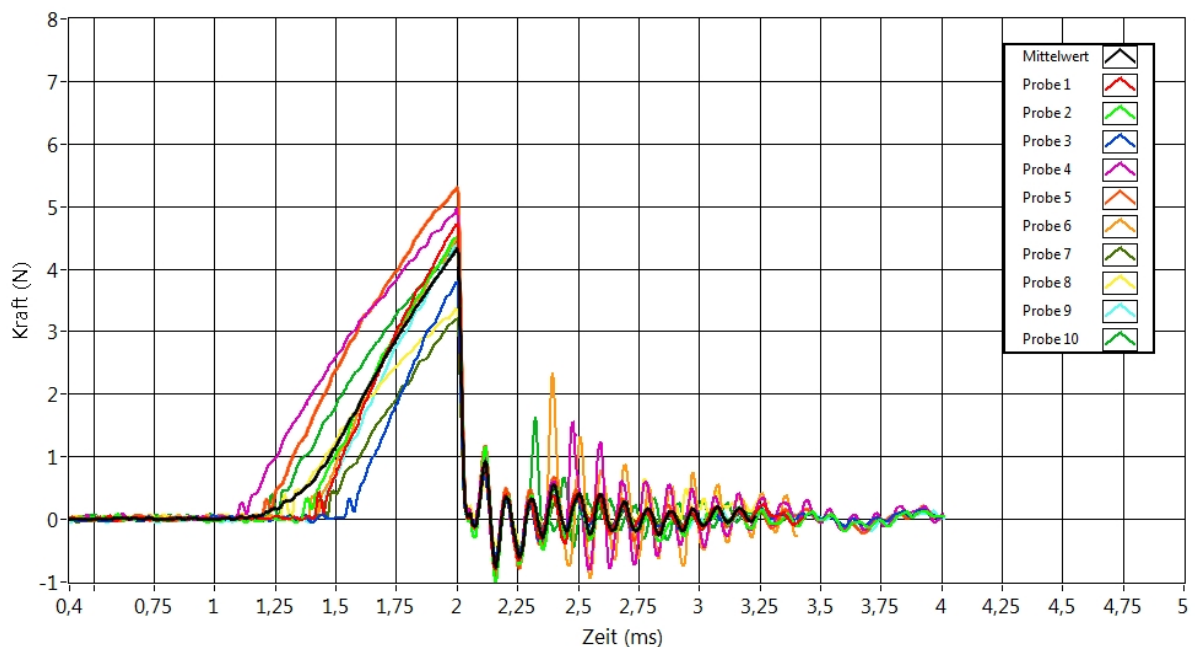


Abb. 50: Kraft-Zeit-Verläufe von Arabesk Top

Die Bruchfläche von Arabesk Top ist durch markante Kanten und Risse gekennzeichnet, die sich in der Mitte der Bruchfläche treffen. Die Bruchoberfläche am Schlagaussgangspunkt ist relativ homogen (Abb. 51). Im unteren Drittel ist eine deutliche, horizontale Kante erkennbar. Außerdem weist dieser Prüfkörper mehrere Gaseinschlüsse auf, die im Detail z.B. in der unteren linken Ecke der Bruchfläche vorkommen (Abb. 52). Weitere Gaseinschlüsse und Mikrorisse sind in den Abbildungen 53 und 54 dargestellt.

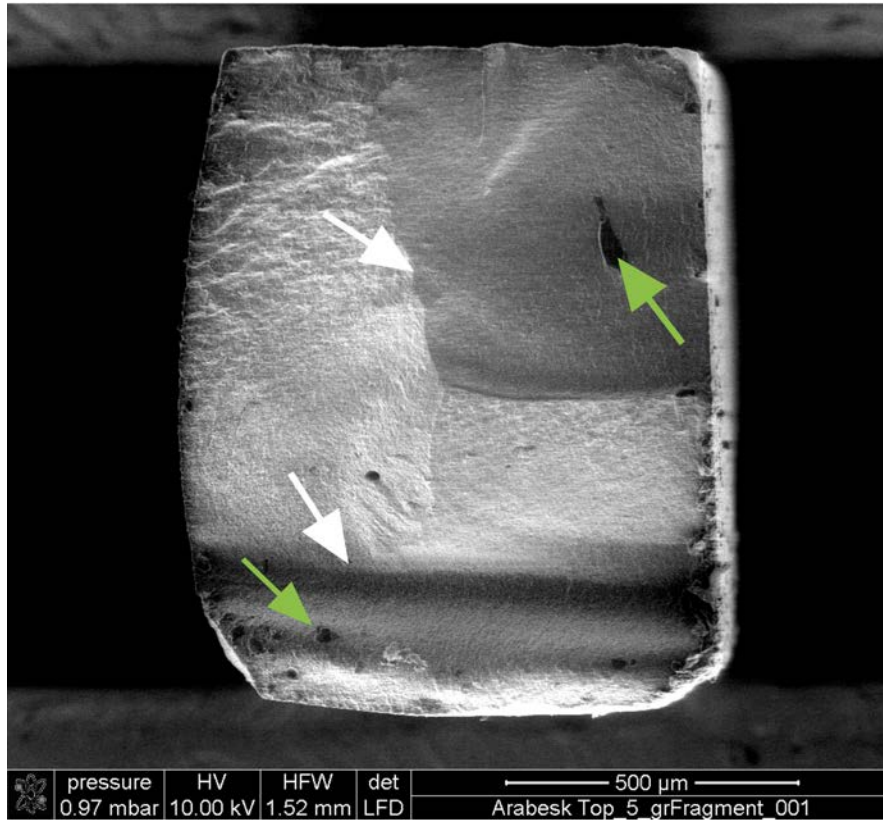


Abb. 51: Bruchfläche von Arabesk Top, Gaseinschlüsse = grüne Pfeile, Kanten, die sich im Zentrum des Prüfkörpers treffen = weiße Pfeile (REM)

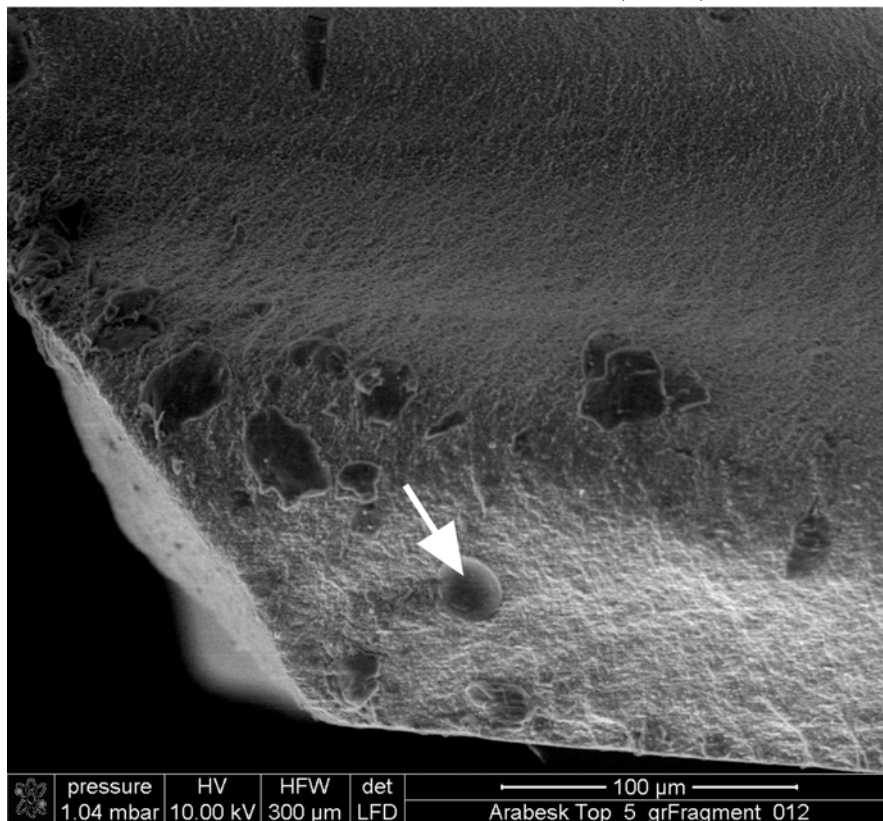


Abb. 52: Detailaufnahme von Arabesk Top, Gaseinschluss = weißer Pfeil (REM)

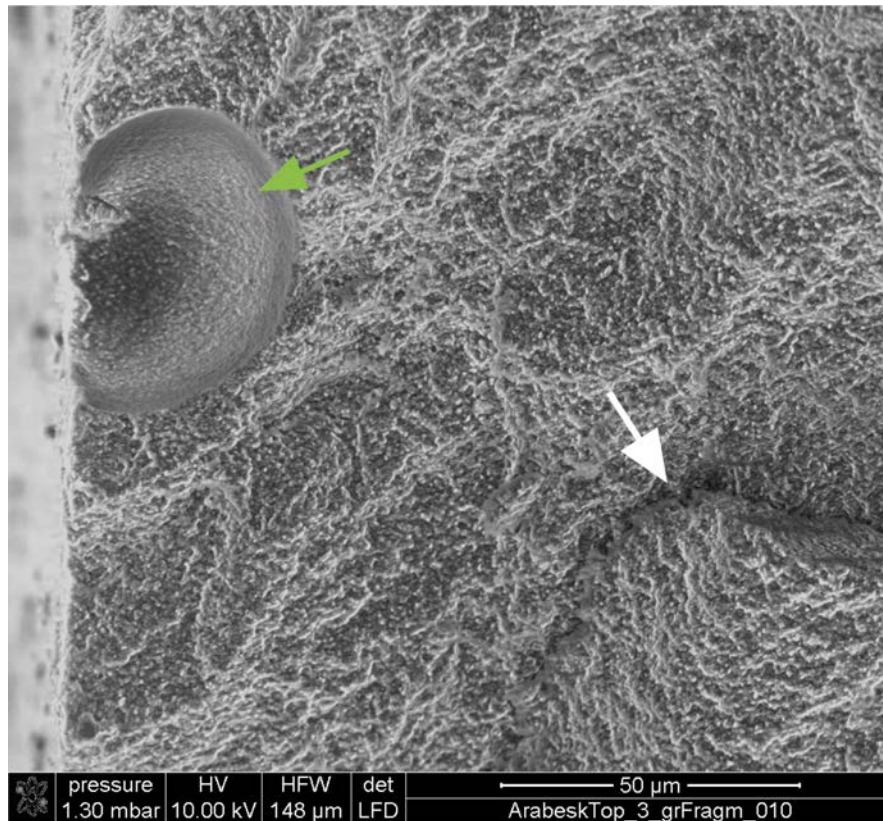


Abb. 53: Bruchfläche von Arabesk Top, Gaseinschluss = grüner Pfeil, Mikroriss = weißer Pfeil (REM)

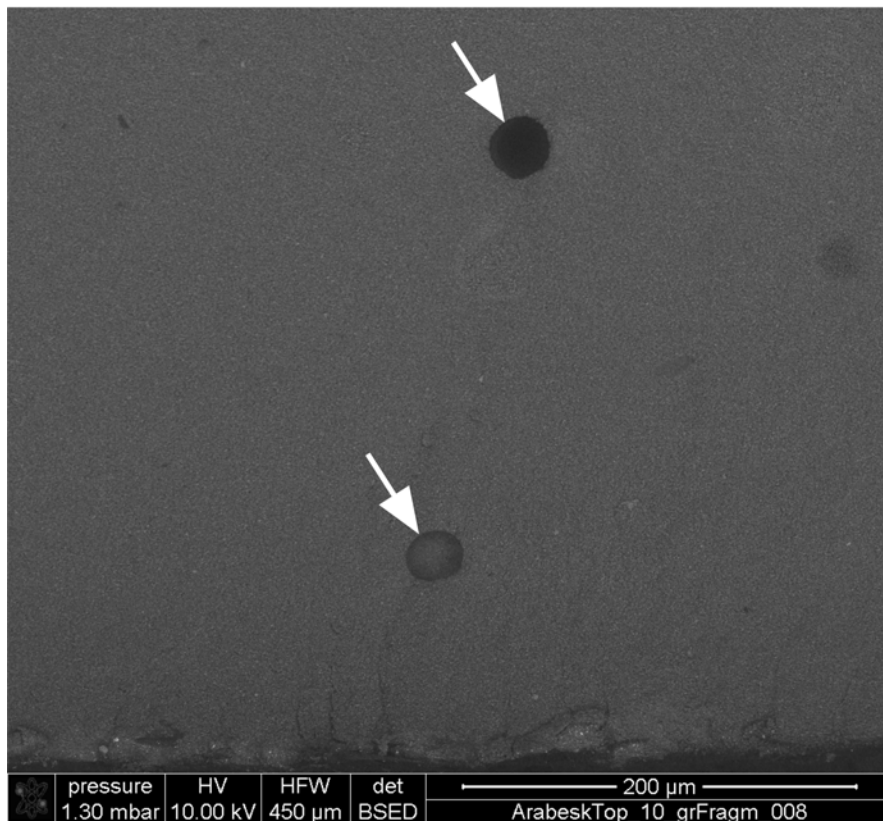


Abb. 54: Detailaufnahme von Arabesk Top, Gaseinschlüsse = weiße Pfeile (REM, BSE-Detektor)

4.5 Tetric EvoCeram

Die Kraft-Zeit-Verläufe ($n = 10$) des mittelgefüllten Dentalkomposites Tetric EvoCeram (75 Gew.%) und dessen Mittelwertkurve sind in Abbildung 54 dargestellt. Probe 3 (blau) war durch eine maximale Schlagkraft von 3,8 N gekennzeichnet. Probe 9 (hellblau) zeigte eine maximale Schlagdauer von 0,6 ms. Probe 4 (rosa) und 2 (grün) wiesen die geringste Schlagdauer von 0,3 ms und die geringste Schlagkraft von 1,9 N auf. Auffällig ist, dass fünf von zehn Proben hohe Schwingungsamplituden nach dem Bruch aufwiesen. Die Kennwerte der Mittelwertkurve (schwarz) von Tetric EvoCeram betrugen $2,9 \pm 0,5$ N und 0,5 ms (Abb. 55).

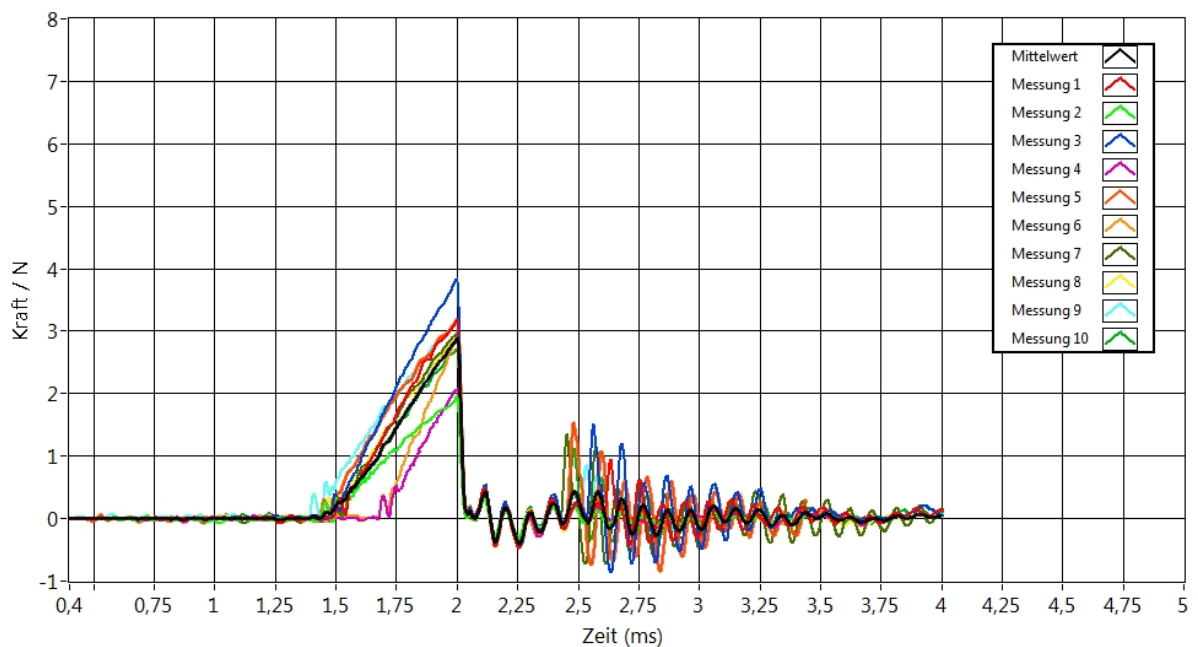


Abb. 55: Kraft-Zeit-Verläufe von Tetric EvoCeram

Die Fraktografie zeigt den inhomogenen Prüfkörper 2 mit unregelmäßiger Bruchfläche, der durch viele Gaseinschlüsse und einer horizontalen Bruchkante gekennzeichnet ist (Abb. 56). Die Aufnahme mit dem BSE-Detektor zeigt unterschiedliche Füllstoffkörper (Abb. 57). In den Detailaufnahmen der Proben 6 und 2 sind sowohl Füllstoffkörper als auch Gaseinschlüsse deutlicher abgebildet (Abb. 58 und 59).

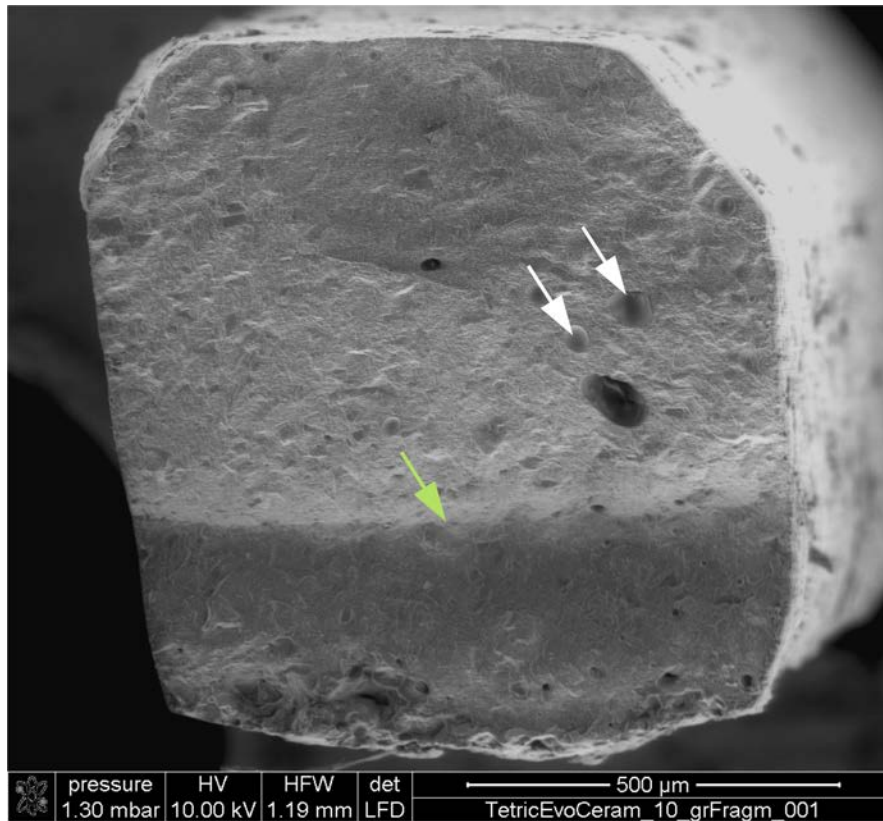


Abb. 56: Bruchfläche von Tetric EvoCeram, Gaseinschlüsse = weiße Pfeile, Kante = grüner Pfeil (REM)

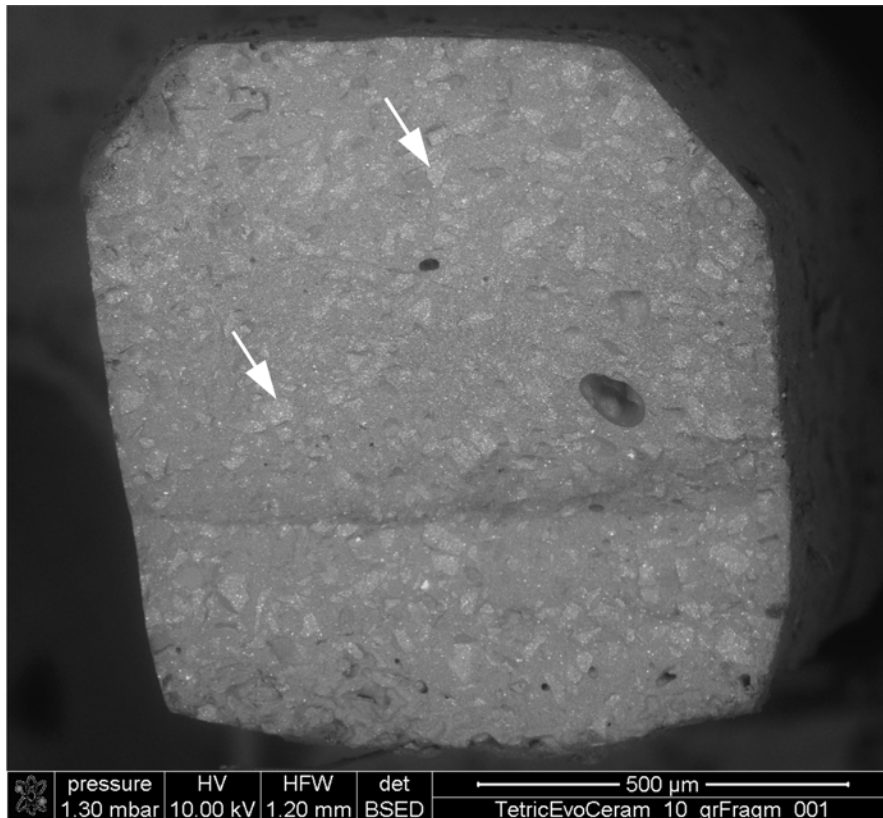


Abb. 57: Bruchfläche von Tetric EvoCeram, Füllstoffkörper = weiße Pfeile (REM, BSE-Detektor)

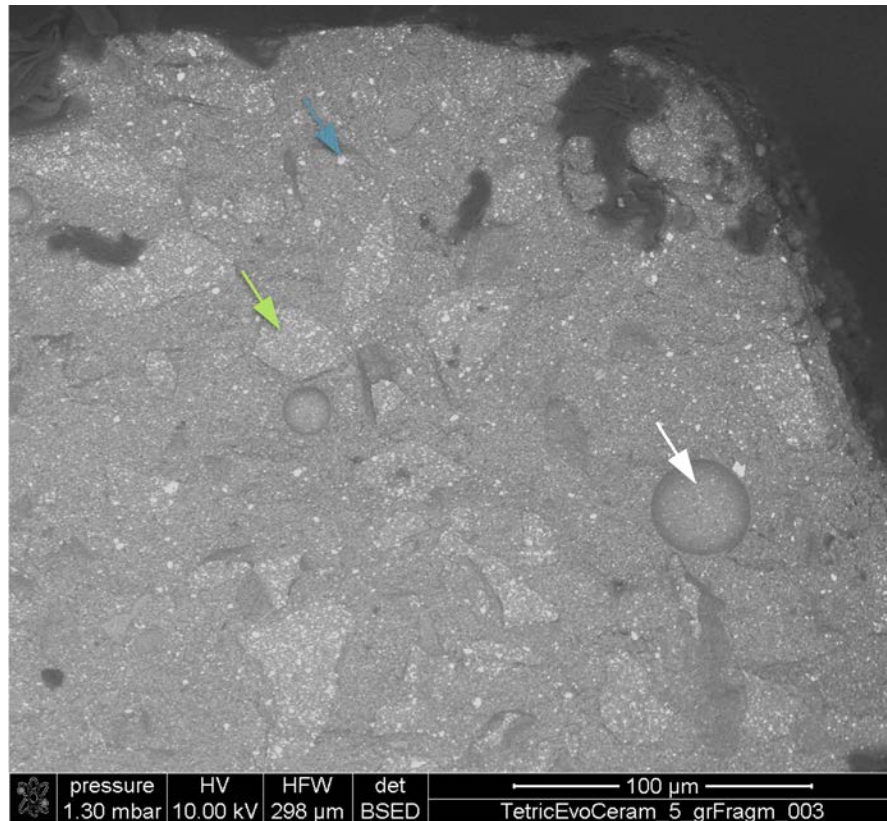


Abb. 58: Detailaufnahme von Tetric EvoCeram, Gaseinschluss = weißer Pfeil, Mikrofüllstoffkörper = grüner Pfeil, kleinerer Mikrofüllstoffkörper = blauer Pfeil (REM, BSE-Detektor)

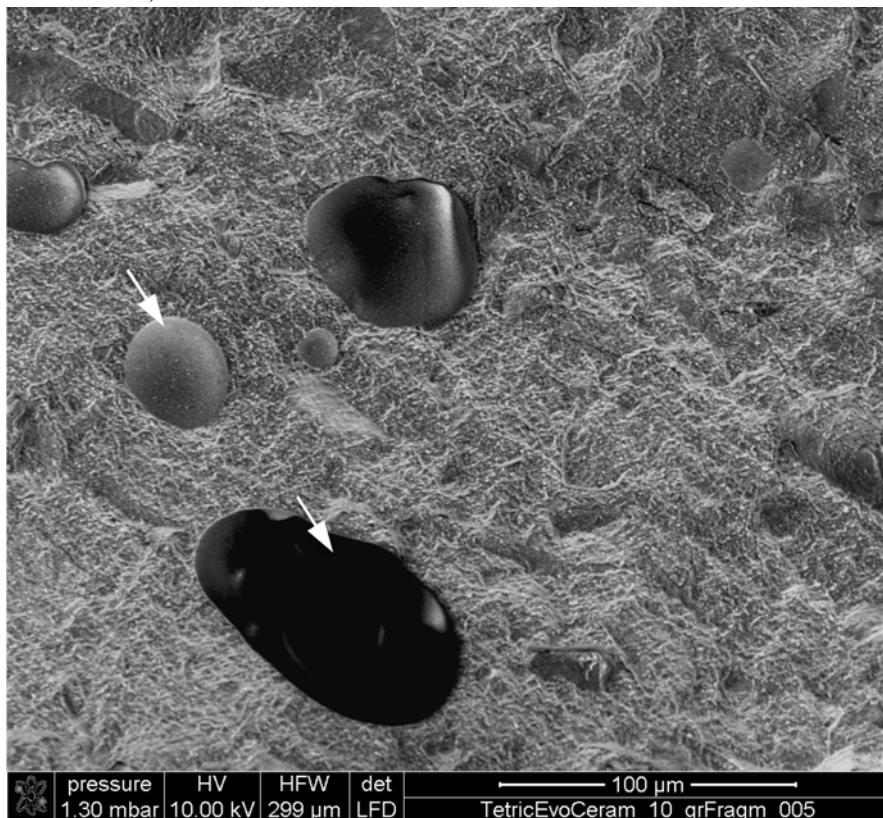


Abb. 59: Detailaufnahme von Tetric EvoCeram, Gaseinschlüsse = weiße Pfeile (REM)

4.6 Clearfil Majesty Posterior

In Abbildung 60 sind die Kraft-Zeit-Verläufe ($n = 10$) des hochgefüllten Clearfil Majesty Posterior (92 Gew.%) sowie dessen Mittelwertkurve dargestellt. Probe 4 (rosa) verfügte über eine maximale Schlagkraft von 5,0 N. Auffällig ist, dass Probe 8 (gelb) sowohl eine maximale Schlagdauer von 1,4 ms als auch einen zweigeteilten Anstieg aufwies. Außerdem war Probe 5 (orange) mit einem Anstieg des Graphen nach dem Bruchvorgang markant. Das geringste Kraftmaximum von 2,7 N und die geringste Schlagdauer von 0,5 ms erreichte Probe 9. Die Kennwerte der Mittelwertkurve (schwarz) von Clearfil Majesty Posterior betrugen $3,7 \pm 0,8$ N und 1,4 ms (Abb. 60).

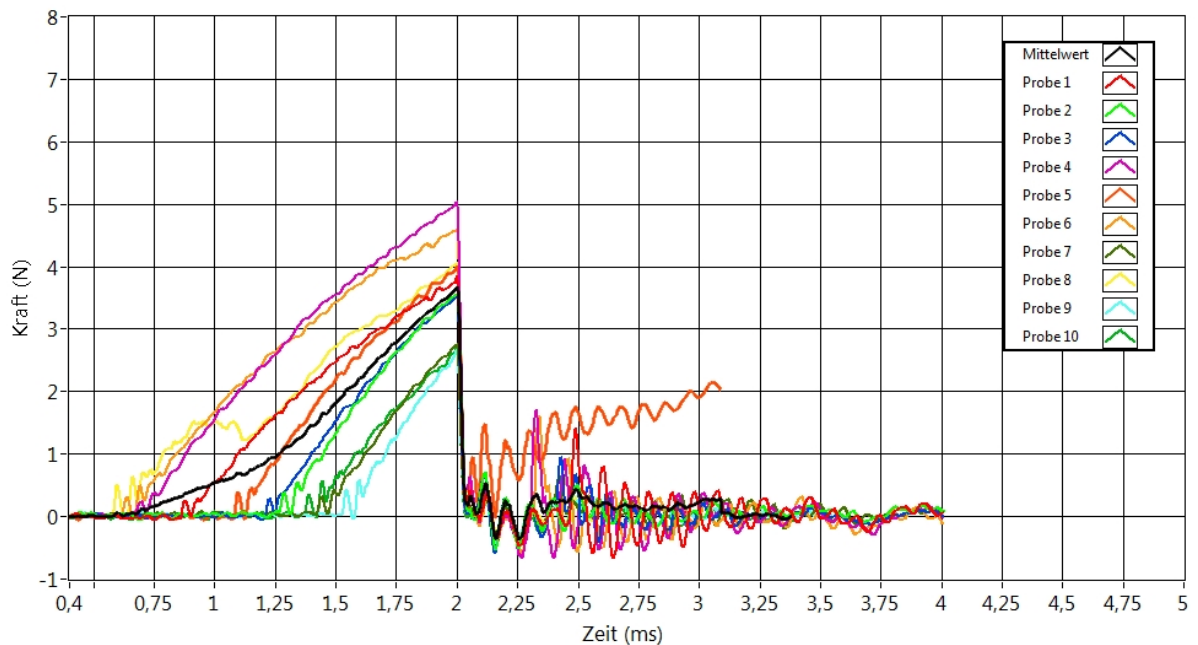


Abb. 60: Kraft-Zeit-Verläufe von Clearfil Majesty Posterior

Die rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen zeigen den homogenen Prüfkörper 1 ohne Oberflächenschäden am Schlagangriffspunkt. Im schlagfernen Drittel der Bruchfläche ist eine horizontale Kante erkennbar, die sich von der übrigen Bruchfläche scharf abhebt (Abb. 61). Die Detailaufnahme ist durch viele Füllstoffkörper charakterisiert (Abb. 62). Mit höherer Auflösung werden in Abbildung 63 und 64 Mikrofüllstoffkörper und Mikrorisse innerhalb der Proben 4 und 6 gezeigt.

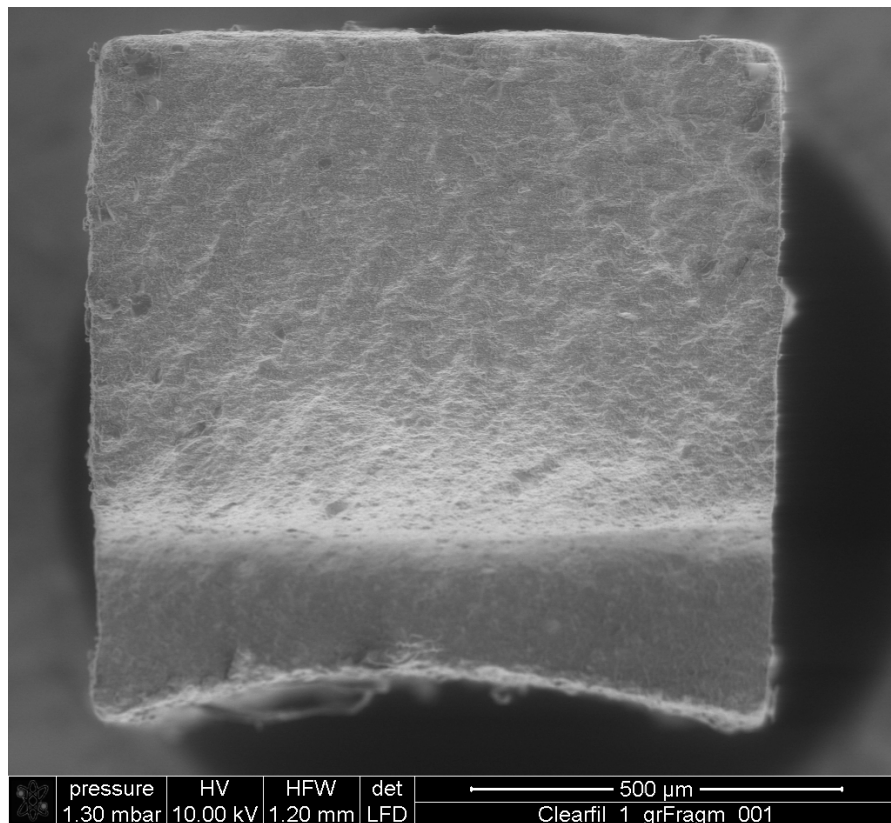


Abb. 61: Bruchfläche von Clearfil Majesty Posterior (REM)

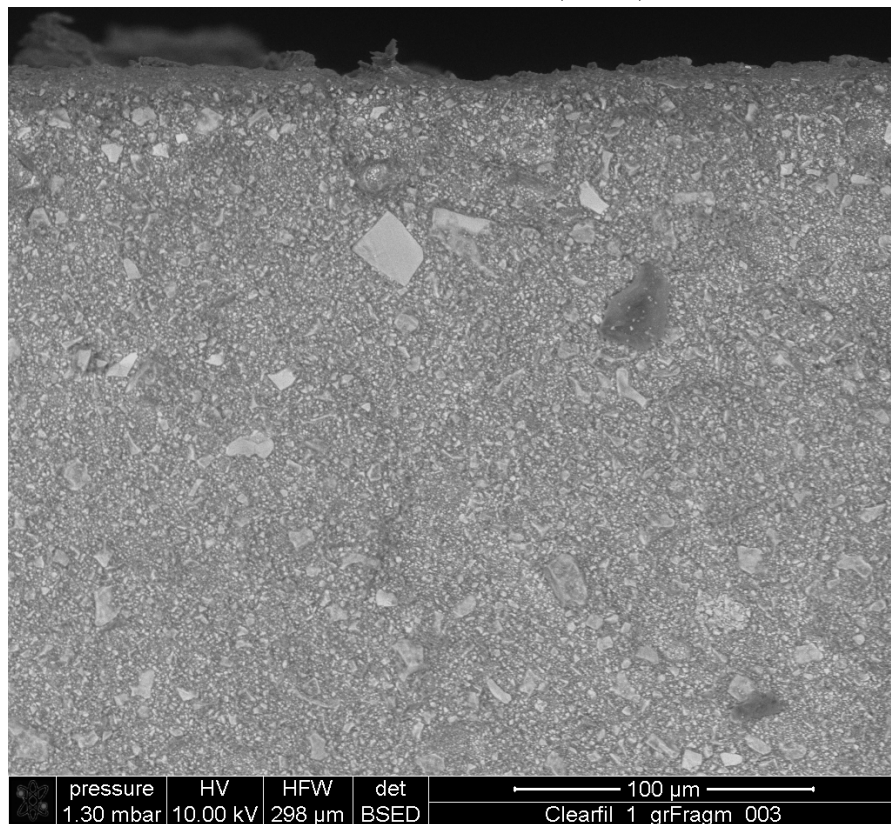


Abb. 62: Detailaufnahme von Clearfil Majesty Posterior (REM, BSE-Detektor)

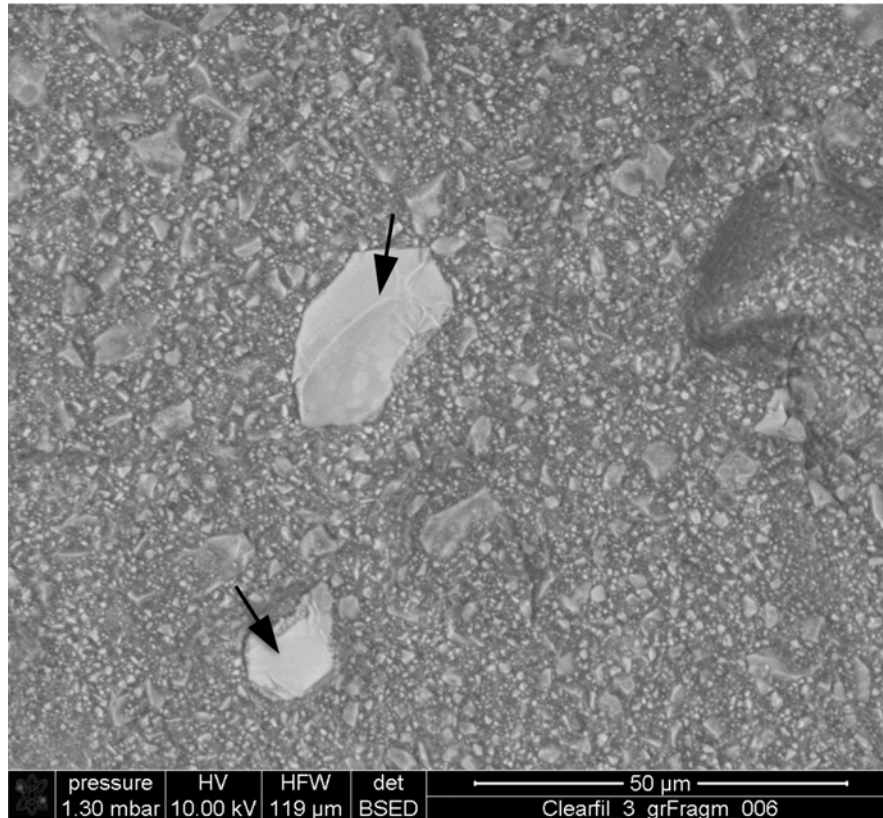


Abb. 63: Detailaufnahme von Clearfil Majesty Posterior, Mikrofüllstoffkörper = schwarze Pfeile (REM, BSE-Detektor)

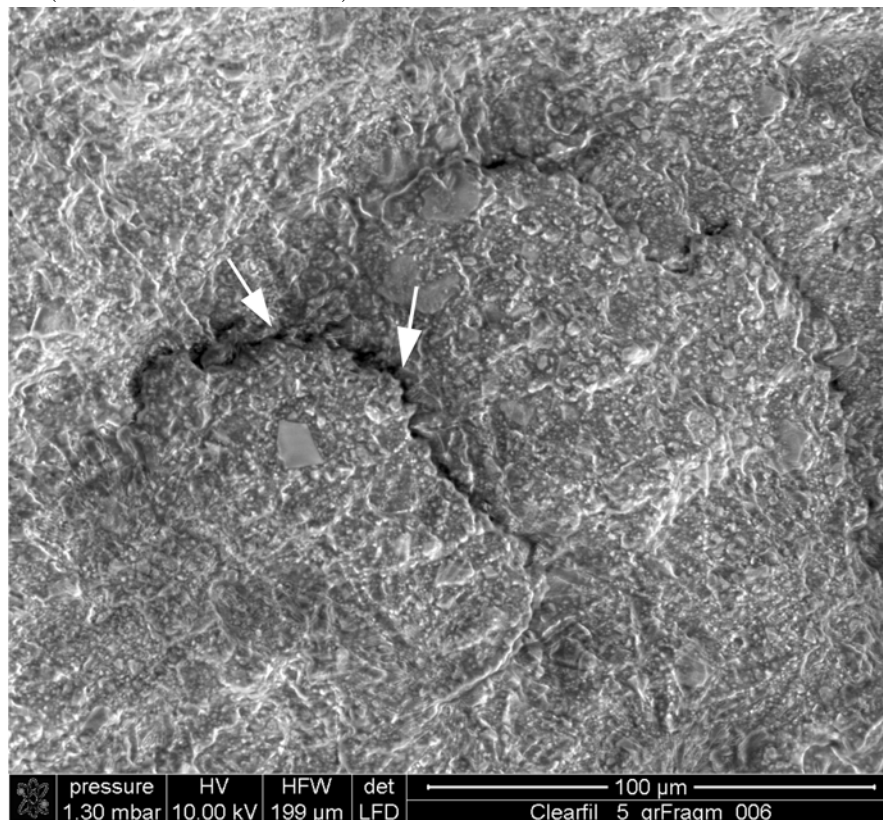


Abb. 64: Detailaufnahme von Clearfil Majesty Posterior, Mikroriss = weiße Pfeile (REM)

4.7 GrandioSO

Das Diagramm stellt die Kraft-Zeit-Verläufe von neun Messungen und die Mittelwertkurve des hochgefüllten Dentalkomposites GrandioSO (89 Gew.%) dar (Abb. 65). Probe 8 (gelb) zeigte eine maximale Schlagkraft von 7,5 N. Wohingegen Probe 7 (dunkelgrün) die geringste Schlagkraft von 3,6 N sowie die geringste Schlagdauer von 0,3 ms vereinte. Die maximale Schlagdauer wurde von Probe 3 (blau) erreicht, die einen markanten Anstieg mit zwei Bruchmaxima zeigte. Die Kennwerte der Mittelwertkurve (schwarz) von GrandioSO betrugen $4,9 \pm 1,2$ N und 0,6 ms.

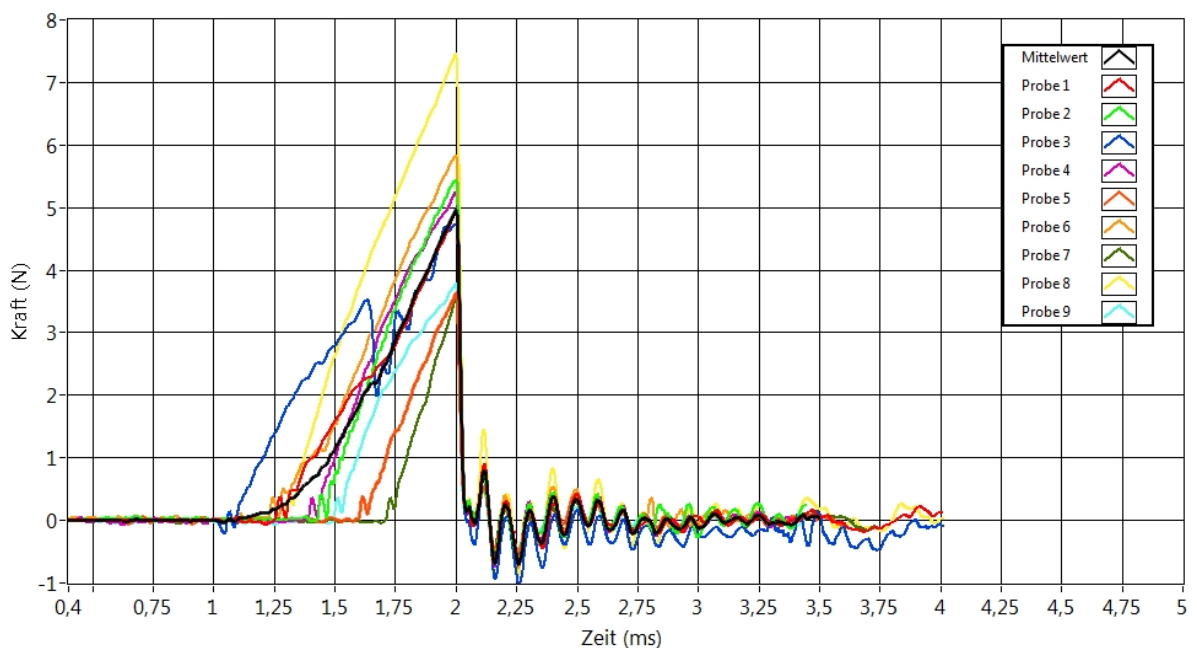


Abb. 65: Kraft-Zeit-Verläufe von GrandioSO

Durch die REM-Aufnahmen wurde deutlich, dass die obere Bruchkante (= Schlagangriffspunkt) der Probe 4 Oberflächenunregelmäßigkeiten aufweist. Das schlagferne, untere Drittel ist durch abgegrenzte Kanten gekennzeichnet (Abb. 66). Die Detailaufnahme zeigt einige Fremdeinschlüsse- bzw. -auflagerungen (Abb. 67). Die Abbildungen 68 und 69 lassen einen großen Gaseinschluss sowie Mikrorisse in den Proben 7 und 8 erkennen.

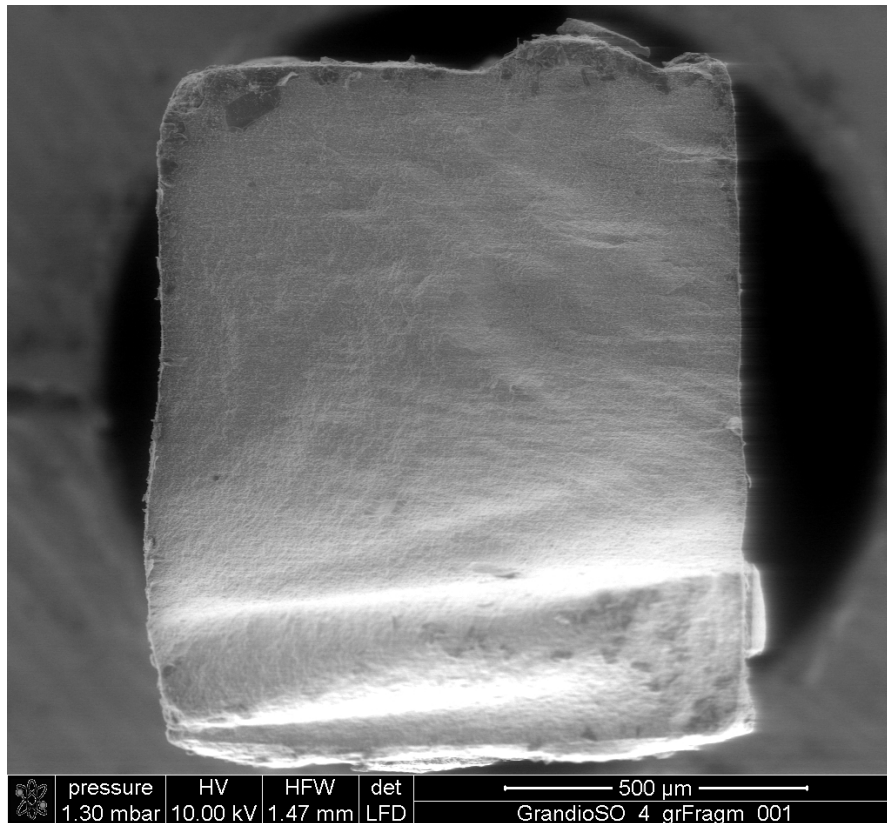


Abb. 66: Bruchfläche von GrandioSO (REM)

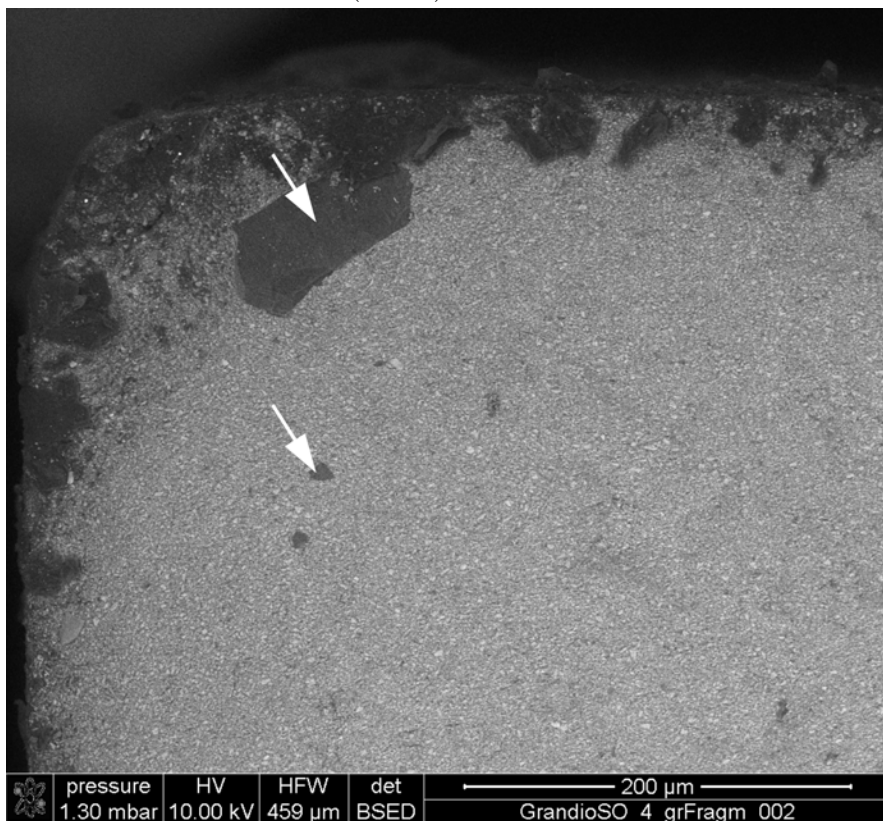


Abb. 67: Detailaufnahme von GrandioSO (Fremdauflagerungen bzw. -einschlüsse = weiße Pfeile), (REM, BSE-Detektor)

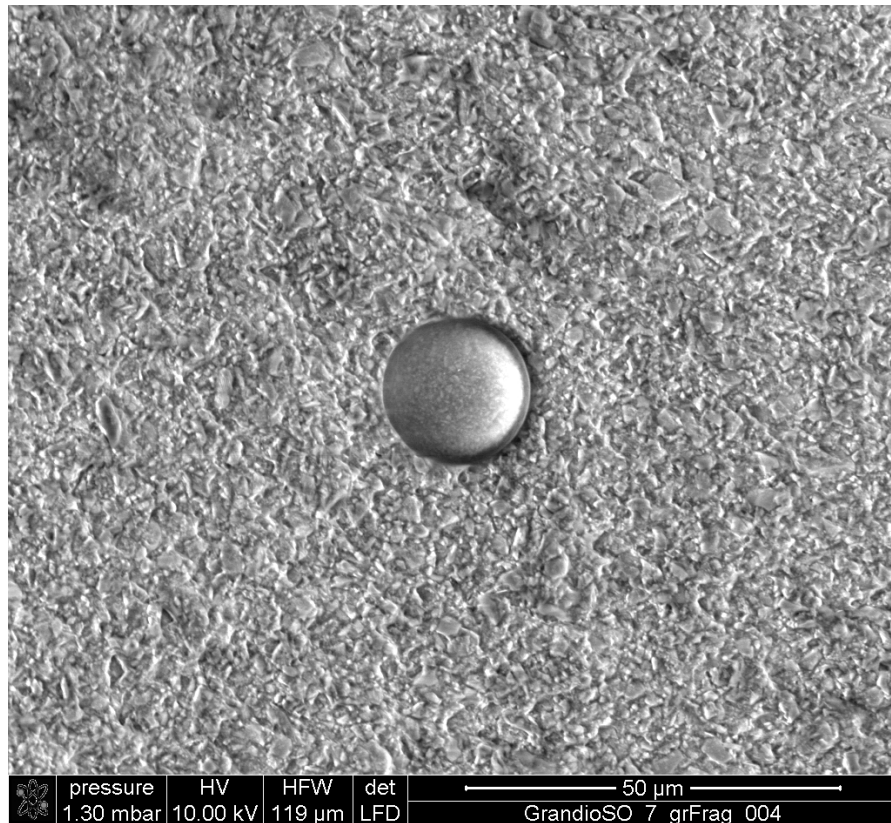


Abb. 68: Detailaufnahme von GrandioSO mit Gaseinschluss (REM)

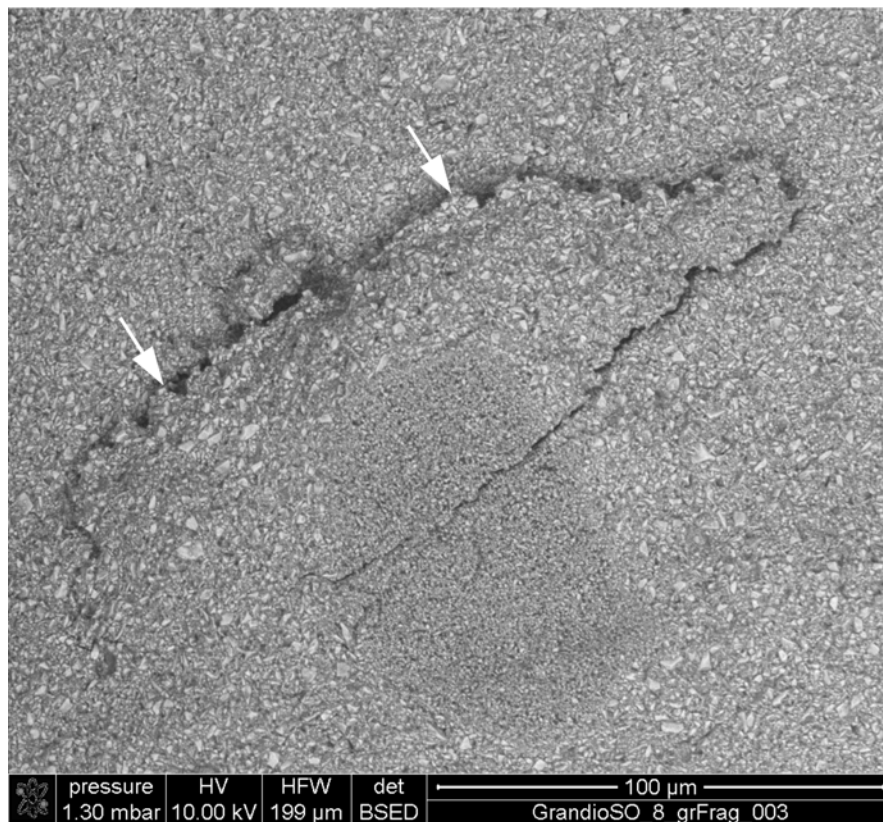


Abb. 69: Detailaufnahme von GrandioSO (Mikroriss/ Abschilferung = weiße Pfeile), (REM, BSE-Detektor)

4.8 Amalgam

Abbildung 70 zeigt die Kraft-Zeit-Verläufe ($n = 9$) und die Mittelwertkurve von Amalgam. Die einzelnen Proben sind nicht eindeutig voneinander zu unterscheiden. Probe 8 (gelb) wies eine maximale Schlagkraft von 2,7 N auf. Probe 6 (hellorange) zeigte die maximale Schlagdauer von 0,2 ms. Die geringste Schlagdauer erreichte Probe 4 (rosa) mit 0,08 ms auf. Die geringste Schlagkraft wurde von Probe 7 (hellblau) mit 0,9 N aufgebracht. Die Kennwerte der Mittelwertkurve (schwarz) von Amalgam betrugen $2,1 \pm 0,4$ N und 0,2 ms.

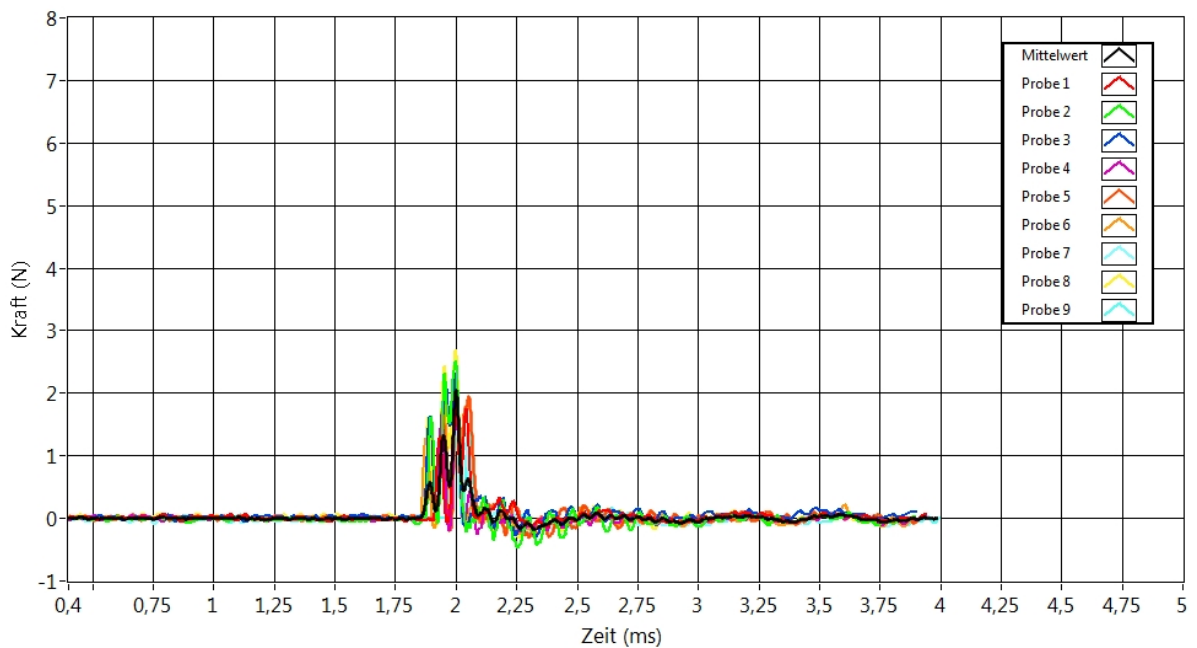


Abb. 70: Kraft-Zeit-Verläufe von Amalgam

Durch die fraktografische Analyse wurde deutlich, dass das Amalgam plastisch verformbar ist. Auf der Bruchfläche von Probe 6 sind Schliffacetten erkennbar. Die obere Kante ist durch Oberflächenunregelmäßigkeiten gekennzeichnet. Dadurch ist kein eindeutiger Schlagangriffspunkt auszumachen (Abb. 71). Die Detailaufnahmen der Proben 6 und 5 zeigen sowohl Schliffacetten als auch Tröpfchenstrukturen (Abb. 72 und 73). Die Bruchoberfläche der Probe 9 ist inhomogen und weist Gaseinschlüsse sowie Lunker auf (Abb. 74).

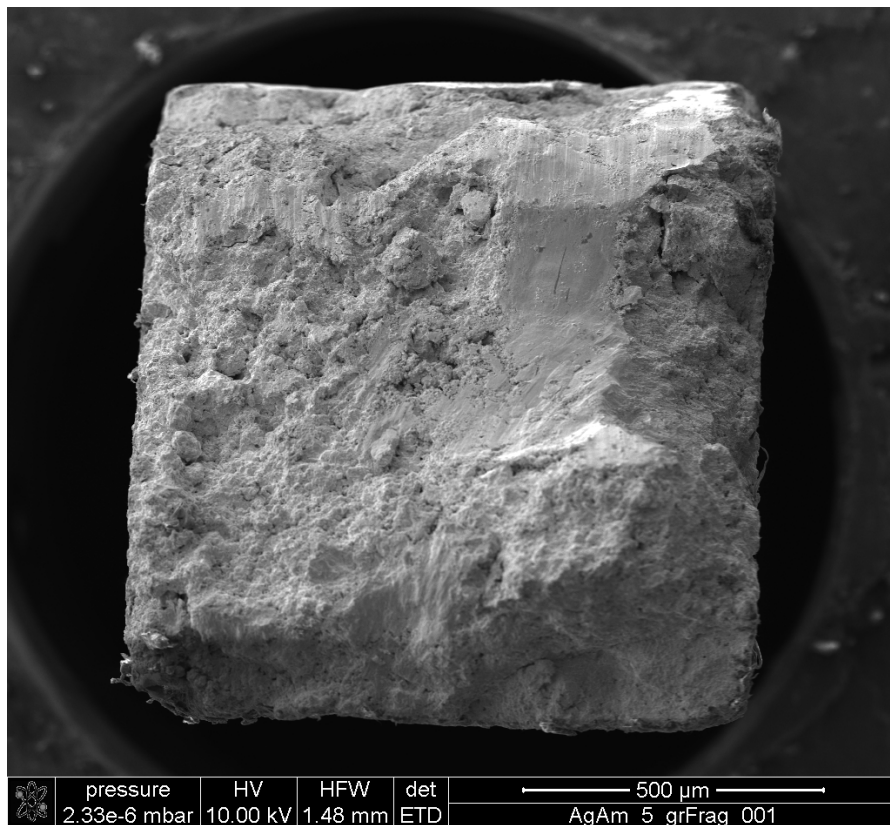


Abb. 71: Bruchfläche von Amalgam (REM)

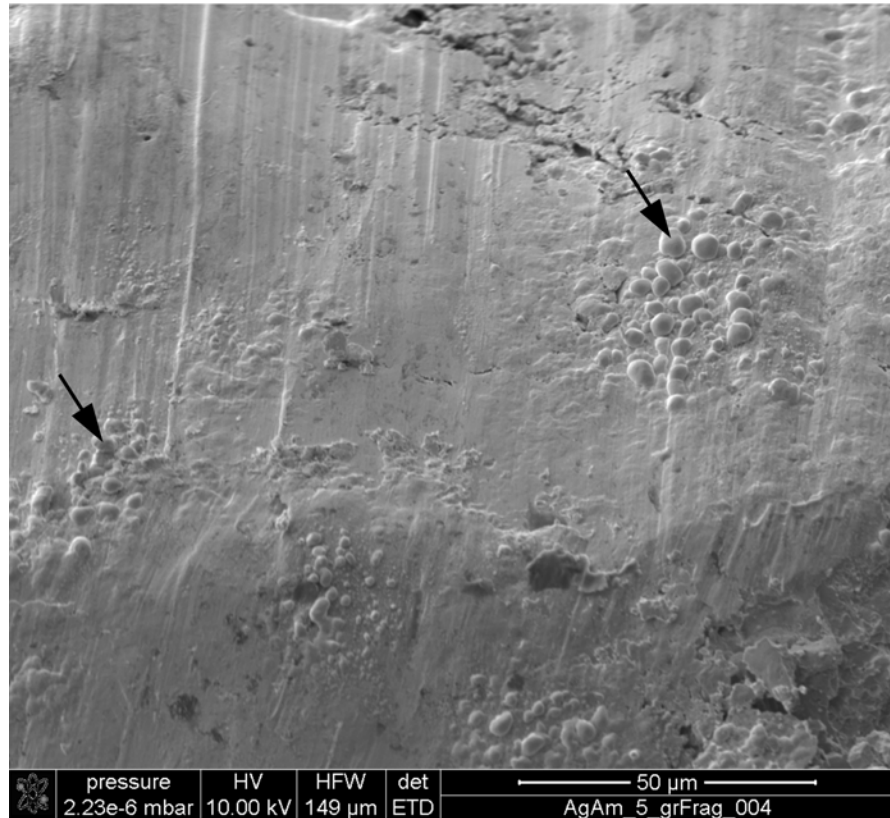


Abb. 72: Detailaufnahme von Amalgam, Ultratröpfchenstruktur = schwarze Pfeile (REM)

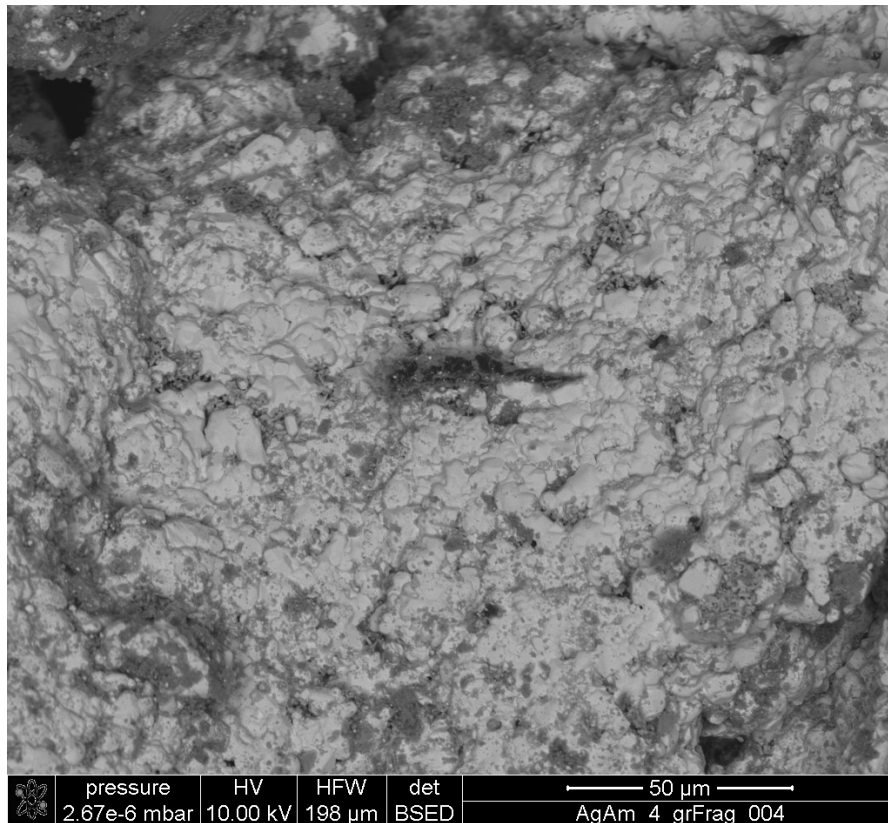


Abb. 73: Detailaufnahme von Amalgam (REM, BSE-Detektor)

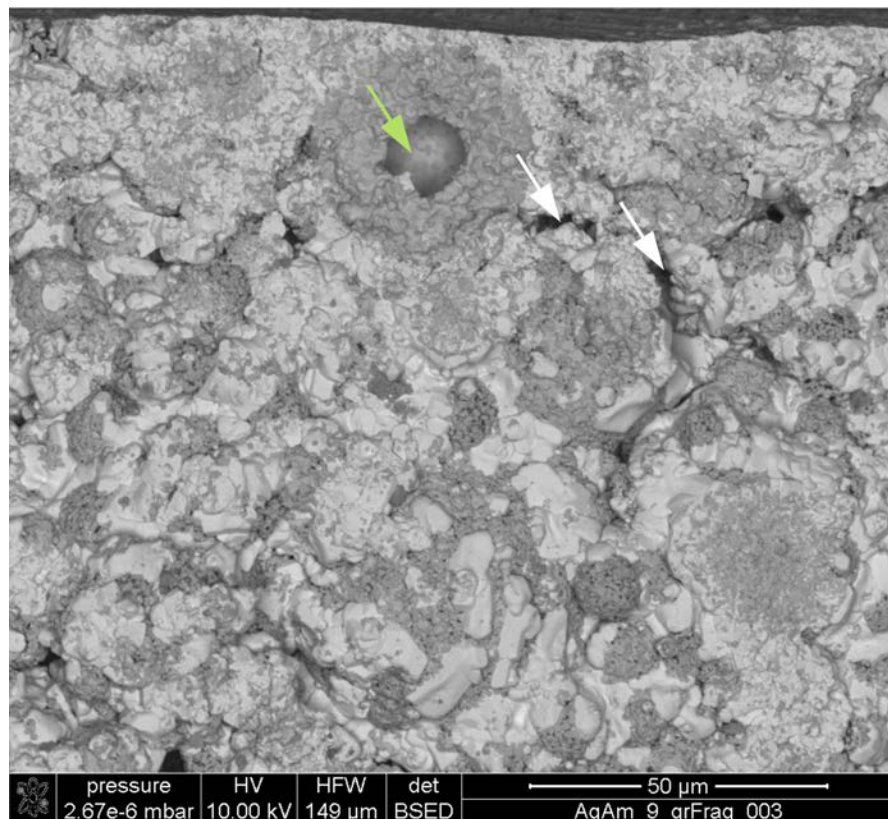


Abb. 74: Detailaufnahme von Amalgam, Lunker = weiße Pfeile, Gaseinschluss = grüner Pfeil (REM, BSE-Detektor)

4.9 Schlagbiegeverhalten der untersuchten Füllungswerkstoffe im Vergleich zu Zahnhartsubstanzen

Abbildung 75 zeigt die die gemittelten Kraft-Zeit-Verläufe von Zahnhartsubstanzen, den sechs untersuchten Kompositen und Amalgam. Die Mittelwerte der untersuchten Werkstoffe liegen im Hinblick auf die Schlagkraft zwischen 2,1 und 4,8 N und bezüglich der Schlagdauer zwischen 0,2 und 1,7 ms.

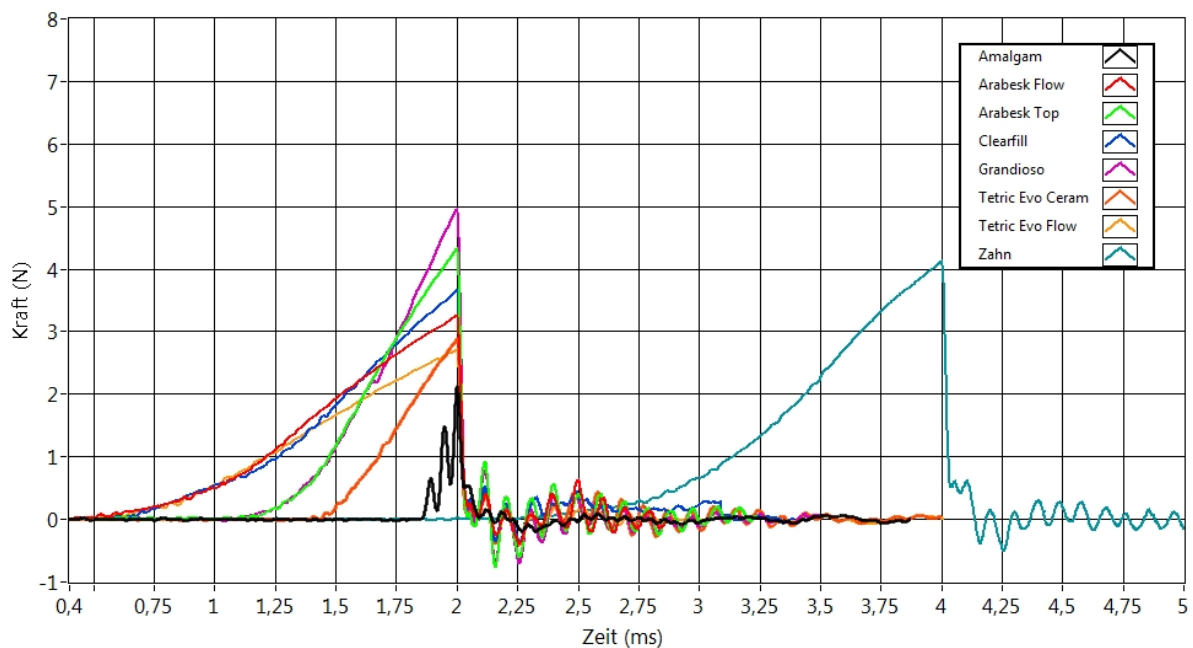


Abb. 75: Gemittelte Kraft-Zeit-Verläufe von Zahnhartsubstanzen und Füllungswerkstoffen

Hinsichtlich der Schlagkraft betrug der Mittelwert der Zahnhartsubstanzen (petrolblau) 4,1 N. Das hochgefüllte GrandioSO (rosa) verfügte über eine durchschnittliche Schlagkraft von 4,8 N und erreichte das Kraftmaximum im Vergleich zur Probengesamtheit. Die mittlere Schlagkraft des hochgefüllten Komposites Clearfil Majesty Posterior lag mit 3,7 N im Bereich der mittel- bzw. niedriggefüllten Komposite. Die mittelgefüllten Dentalkomposite Arabesk Top (grün) und Tetric EvoCeram (orange) zeigten Mittelwerte von 4,3 N und 2,9 N. Innerhalb dieser Füllstoffgruppe ergaben sich signifikante Unterschiede ($p < 0,05$). Tetric EvoCeram lag hinsichtlich der Schlagkraft im Wertebereich der niedriggefüllten Komposite. Arabesk Flow (rot) und Tetric EvoFlow (hellorange), Repräsentanten der niedriggefüllten Komposite, verfügten über eine durchschnittliche Schlagkraft von 3,2 N und 2,7 N. Folglich korrelierte die Schlagkraft positiv mit dem Füllstoffgehalt ($r_s = 0,538$; $p < 0,05$; Tab. 8

in Abs. 4.10), d. h. je höher der Füllstoffgehalt, desto größer ist die Schlagkraft. Der Mittelwert der Schlagkraft von Amalgam (schwarz) zeigte mit 2,1 N die geringste Schlagkraft im Vergleich zur Probengesamtheit und wies sowohl signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) zu den Zahnhartsubstanzen als auch zu den hochgefüllten Kompositen sowie zu Arabesk Top und Arabesk Flow auf. Abbildung 76 zeigt die Verteilung der Messdaten und die statischen Signifikanzen im Hinblick auf die Schlagkraft. Die Streuungen der Messdaten und das Auftreten von Ausreißern waren bei den Zahnhartsubstanzen und GrandioSO im Vergleich zur Probengesamtheit relativ hoch. Dennoch wiesen diese Materialien relativ große Schlagkräfte auf. Die Zahnhartsubstanzen zeigten diesbezüglich signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) zum Amalgam.

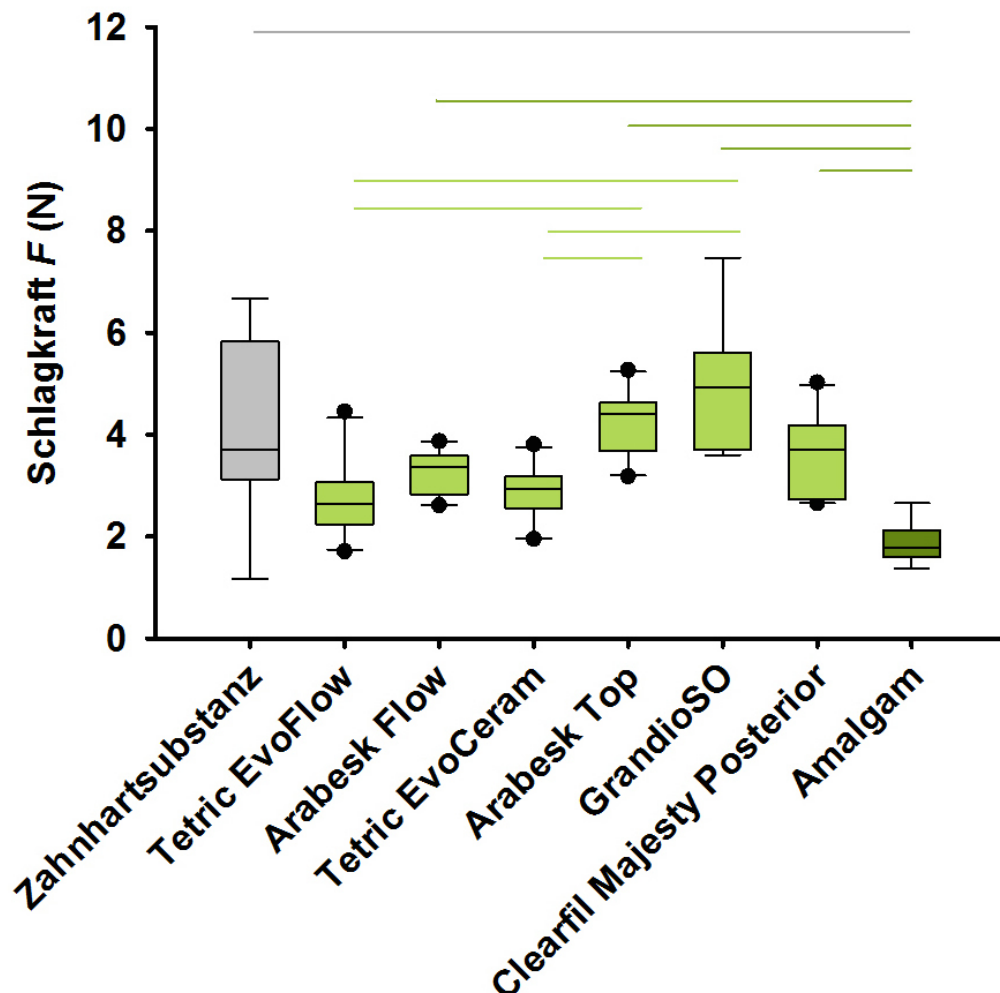


Abb. 76: Schlagkraft von Zahnhartsubstanz, sechs ausgewählten Füllungskompositen und Amalgam. * $p < 0,05$ ist signifikant

Im Hinblick auf die Schlagdauer wiesen die Zahnhartsubstanzen im Vergleich zur Proben-
gesamtheit die maximale Schlagdauer von 1,3 ms auf. Unter den Kompositen zeigten die
niedriggefüllten Dentalkomposite die höchsten Werte. Die Bruchvorgänge von Arabesk Flow
und Tetric EvoFlow waren nach durchschnittlich 1 bis 1,2 ms abgeschlossen. Die hoch- und
mittelgefüllten Komposite verfügten mit Ausnahme von Clearfil Majesty Posterior über eine
relativ geringe Schlagdauer von 0,5 bis 0,95 ms. Die geringste Schlagdauer im Vergleich zu
den übrigen Werkstoffe zeigte die Amalgamlegierung. Die Schlagdauer hängt signifikant vom
Füllstoffgehalt ab, wobei gilt: Je höher der Füllstoffgehalt, desto geringer die Schlagdauer
($r_s = -0,325$; $p < 0,05$; Tab. 8 in Abs. 4.10). Amalgam unterscheidet sich unter schlagartiger
Beanspruchung signifikant ($p < 0,05$) von den Zahnhartsubstanzen und z. B. den niedrigge-
füllten Kompositen (Abb. 77). Die Streuung der Messdaten war bei den Zahnhartsubstanzen
und Clearfil Majesty Posterior im Vergleich zu den übrigen Werkstoffen relativ hoch.

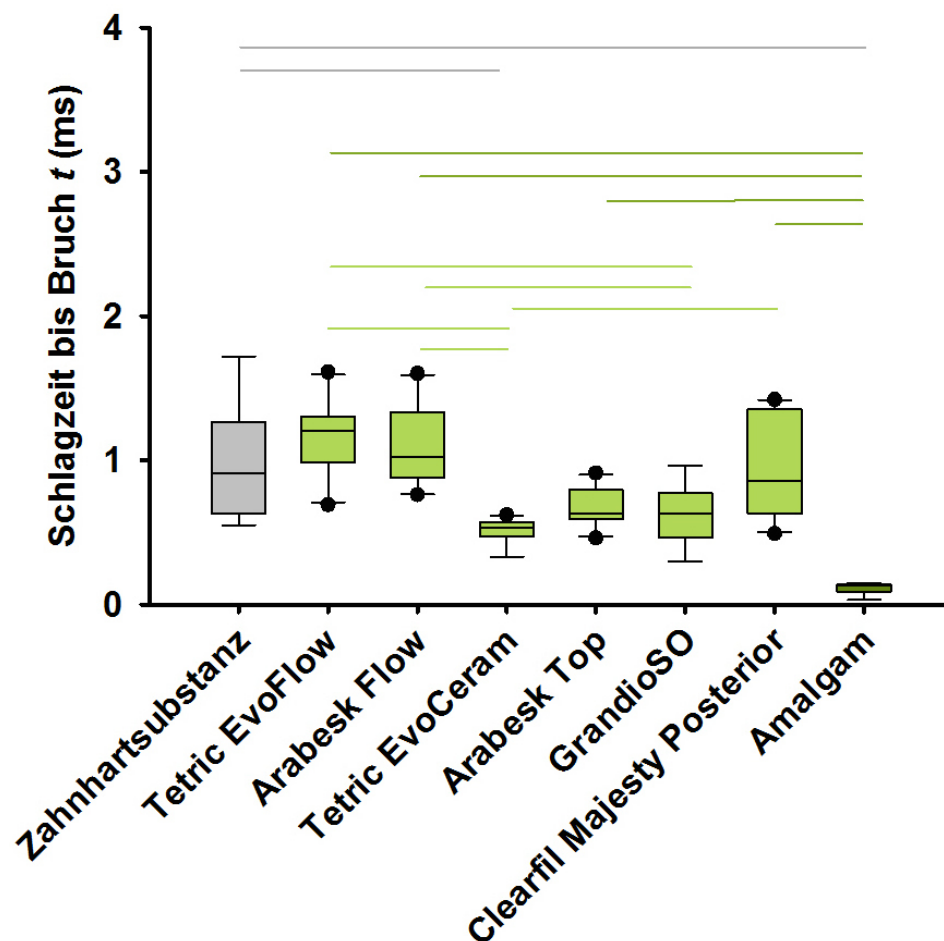


Abb. 77: Schlagzeit von Zahnhartsubstanz, sechs ausgewählten Füllungskompositen und Amalgam. * $p < 0,05$ ist signifikant

4.10 Kraftaufnahmevermögen der untersuchten Füllungswerkstoffe im Vergleich zu Zahnhartsubstanzen

Die grafische Darstellung zeigt die Verteilung der Daten und die statistischen Signifikanzen in Bezug auf das Kraftaufnahmevermögen (Abb. 78).

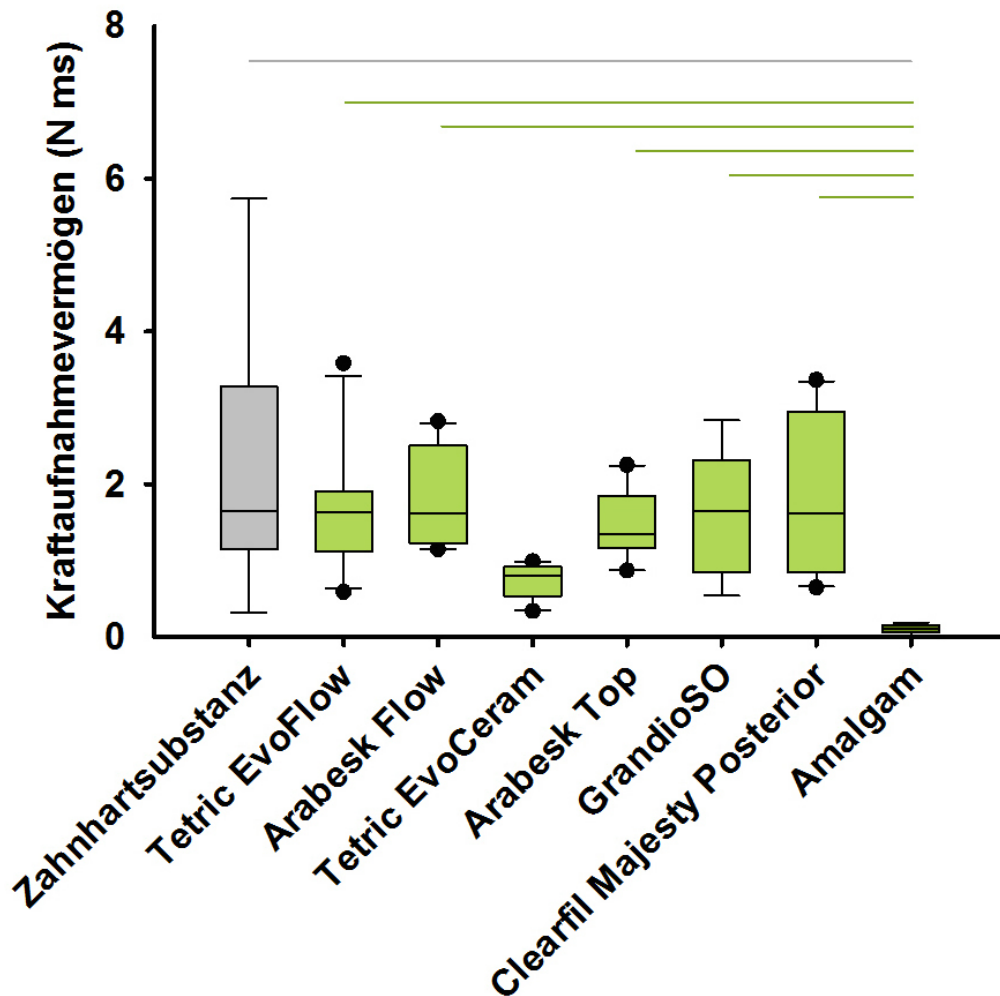


Abb. 78: Kraftaufnahmevermögen von Zahnhartschubstanz, sechs ausgewählten Füllungskompositen und Amalgam. * $p < 0,05$ ist signifikant

Die Zahnhartschubstanz wiesen im Vergleich zur Probengesamtheit das größte Kraftaufnahmevermögen auf. Der aus den Einzeldaten ermittelte Durchschnittswert betrug 2,3 N · ms. Die Mittelwerte der übrigen Werkstoffe waren geringer. Unter den Füllungswerkstoffen verfügten die hochgefüllten Komposite Clearfil Majesty Posterior und GrandioSO sowie das niedriggefüllte Arabesk Flow über die größten Kraftaufnahmevermögen. Amalgam zeigte das geringste Kraftaufnahmevermögen im Vergleich zur Probengesamtheit und wies signifikante

Unterschiede ($p < 0,05$) zu diesen auf. Obwohl es eine positive Korrelation zwischen dem Kraftaufnahmevermögen und dem Füllstoffgehalt gibt ($r_s = 0,053$; $p < 0,05$; Tab. 8), zeigte das niedriggefüllte Arabesk Flow ein ähnliches Kraftaufnahmevermögen wie hochgefüllte Komposite.

Tab. 8: Spearman-Rang-Korrelation der Schlagbiegekennwerte in Abhängigkeit vom Füllstoffgehalt (**. Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau zweiseitig signifikant.)

		Füllstoff- gehalt (Gew.%)	Schlagkraft (N)	Schlagzeit (ms)	Kraft- aufnahme- vermögen (N · ms)
Füllstoff- gehalt (Gew. %)	r_s p n	1,000 59	0,538** ,000 59	-0,325** ,012 59	0,053** ,000 59
Schlagkraft (N)	r_s p n		1,000 59	0,091 ,494 59	0,629** ,000 59
Schlagzeit (ms)	r_s p n			1,000 59	0,813** ,000 59
Kraft- aufnahme- vermögen (N · ms)	r_s p n				1,000 59

5 Diskussion

Für die Schlagzähigkeitsuntersuchungen wurde Zahn 11 ausgewählt, da entsprechend internationaler Literaturangaben die zentralen Oberkieferincisivi statistisch am häufigsten von traumatisch bedingten Zahnhartsubstanzveränderungen betroffen sind (Skaare und Jacobsen 2005, Chopra et al. 2014). Eigene Datensammlungen über Häufigkeit und Anzahl verletzter Zähne im Zeitraum von Oktober 2013 bis Mai 2014 zeigten, dass die zentralen Oberkieferincisivi vorwiegend verletzt sind (Abb. 79 und 80). Des Weiteren bieten die zentralen Oberkieferincisivi mehr Zahnmaterial als laterale Oberkiefer- sowie zentrale und laterale Unterkieferincisivi.

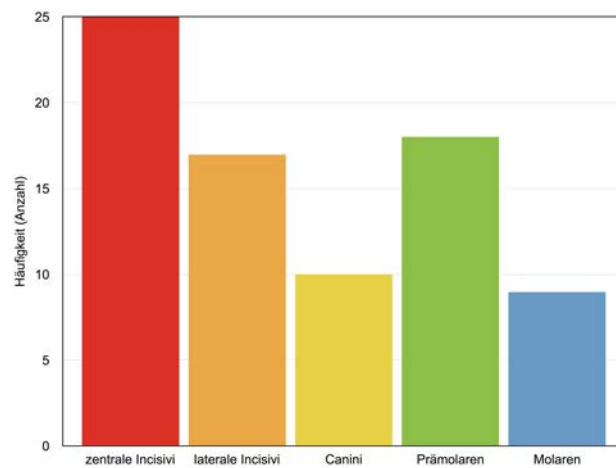


Abb. 79: Häufigkeit der Verletzungen von Oberkieferzähnen im Zeitraum von acht Monaten (Praxis Dr. med. dent. B. von Schwanewede, Praxis Zahnärzte Bergstraße, Praxis Dr. med. dent. S. Kopp)

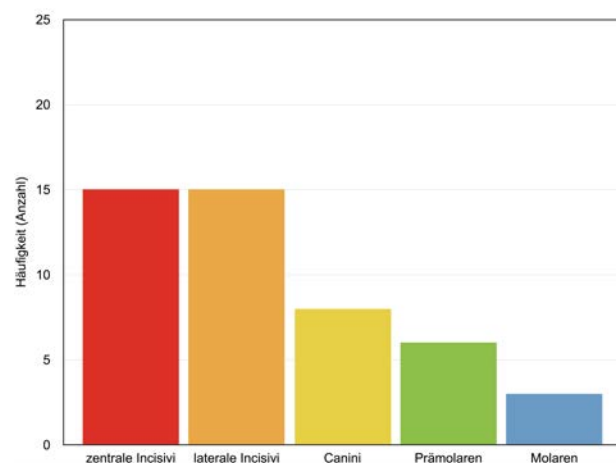


Abb. 80: Häufigkeit der Verletzungen von Unterkieferzähnen im Zeitraum von acht Monaten (Praxis Dr. med. dent. B. von Schwanewede, Praxis Zahnärzte Bergstraße, Praxis Dr. med. dent. S. Kopp)

Die Zahnhartsubstanzen präsentierten sich unter schlagartiger Belastung im Vergleich zu den ausgewählten Füllungswerkstoffen als relativ schlagzähe Struktur. Da es sich bei den Prüfkörpern der Zahnhartsubstanzen hauptsächlich um Mischproben handelte, waren keine separaten Schmelzprüfkörper vorhanden. Die Proben 9 und 10 wurden absichtlich aus den Mittelwertberechnungen ausgegrenzt, da sie massive Abweichungen bzgl. Schlagkraft und -dauer zeigten und somit keine Aussagen über die schlagartige Belastung dieser Zahnhartsubstanzprüfkörper getroffen werden konnten.

Da Zahnhartsubstanzen inhomogene, hochgradig anisotrope und viskoelastische Strukturen sind, wirkt sich deren Ultrastruktur (Dentintubuli, Schmelzprismen) sowie der Wassergehalt der Zahnhartgewebe auf die mechanischen Kennwerte aus (Warkentin 2014). Diesbezüglich waren die Abweichungen unter den Zahnhartsubstanzproben in Hinblick auf Schlagkraft und -dauer in den durchgeführten Untersuchungen zu erklären. Zahnschmelz enthält nur ca. 1,5 bis 4 Gew.% und Dentin ca. 10 Gew.% Wasser (Hellwig et al. 2013), daher werden sie als spröde Strukturen eingeschätzt (Rasmussen et al. 1976). Prüfkörper mit Zahnschmelzanteilen zeigten in den Ergebnissen höhere Schlagkraftwerte als reine Dentinproben, was durch die REM-Aufnahmen bewiesen werden konnte. Die Hauptmasse des humanen Zahnes (Schumacher 1997) und der untersuchten Zahnhartgewebsprüfkörper macht jedoch das Dentin aus. Des Weiteren gibt es Einflussfaktoren, wie Alter, Geschlecht und Gesundheitszustand sowie Ernährungsgewohnheiten des Patienten, welche die Zahnstrukturen und daraus resultierend auch die mechanischen Eigenschaften beeinträchtigen. Die Alterung der Zahnhartsubstanzen und die damit verbundene geringere Hydratation verschlechtern die mechanischen Eigenschaften (Arola und Reprogl 2005). In der vorliegenden Arbeit wurde der Zahn einer 70-jährigen Patientin verwendet. Das Alter der Patientin sowie deren Rauchgewohnheiten könnten zur Beeinflussung der Messwerte geführt haben. Da jedoch nur ein Zahn für die Untersuchungen verwendet wurde, kann bezüglich der Verfälschung keine genaue Aussage getroffen werden.

Den Empfehlungen von Grünberg (2013) folgend wurde zur Lagerung der humanen Zahnhartsubstanzprüfkörper Kunstspeichel verwendet, da die Lagerung in Kalziumchlorid, Hanks bufferd salt-Lösung und 0,1% iger Thymollösung zu Veränderungen der Oberflächenbeschaf-

fenheit und der mechanischen Eigenschaften führt. Grünberg (2013) postulierte, dass der pH-neutrale Speichel nach Fusayama (Tab. 9) für die Lagerung dentaler Zahnhartgewebe sehr gut geeignet ist, da weder die mechanischen Eigenschaften Härte und Elastizitätsmodul noch die Oberflächeneigenschaften humaner Zahnhartsubstanzen beeinträchtigt werden.

Tab. 9: Chemische Zusammensetzung von Fusayama-Speichel (Grünberg 2013)

Einwaagen für 1000 ml Kunstspeichel in gereinigtem Wasser:	
Natriumsulfid	0,0016 g
Magnesiumpyrophosphat	0,0016 g
Mucin	4,0 g
Harnstoff	1,0 g
Dinatriumhydrogenphosphat-Dihydrat	0,6 g
Kalziumchlorid	0,6 g
Kaliumchlorid	0,4 g
Natriumchlorid	0,4 g

Des Weiteren wird empfohlen, dass der künstlich hergestellte Speichel bei durchschnittlich 6° C gelagert und täglich gewechselt wird, da es schnell zur Schimmelbildung kommen kann. Die 0,9%ige physiologische Natriumchloridlösung (pH-Wert ca. 7,4) erweist sich ebenso als optimales Lagerungsmedium; allerdings für ausmineralisierte Zahnhartgewebe. In dieser Untersuchung wurde die Kunstspeichelrezeptur NRF 7.5. verwendet. Die Zusammensetzung unterscheidet sich partiell vom Fusayama-Speichel. Außerdem wurde der Speichel nicht täglich gewechselt, jedoch stets bei 4° C gelagert und nur zur Makrofotografie und Schlagbiegeuntersuchung kurzzeitig der Raumtemperatur ausgesetzt. Eine Schimmelbildung war während der Einlagerungsdauer nicht nachweisbar. Daher ist die Lagerung annähernd mit den Empfehlungen von Grünberg (2013) vergleichbar.

Die sechs untersuchten Komposite als Repräsentanten moderner Füllungskomposite lassen sich bezüglich ihres Füllstoffgehaltes mit jeweils zwei Vertretern in drei Kategorien einteilen: Hoch-, mittel- und niedriggefüllte Komposite. Das Bruchverhalten der untersuchten Dental-

komposite ist unter schlagartiger Beanspruchung von ihrem Füllstoffgehalt abhängig. Dies bedeutet, dass die Schlagkraft und das Kraftaufnahmevermögen mit steigendem Füllstoffgehalt zunehmen und die Schlagdauer mit steigendem Füllstoffgehalt sinkt. Auffällig war, dass sich Clearfil Majesty Posterior sowohl bezüglich der Schlagkraft als auch hinsichtlich der Schlagdauer nicht als hochgefülltes Komposit darstellte, sondern unter Schlagbeanspruchung Charakteristika eines mittel- oder niedriggefüllten Dentalkomposites zeigte. Das mittelgefüllte Tetric EvoCeram zeigte bezüglich der Schlagkraft Eigenschaften eines niedriggefülltes Dentalkomposites. Die Komposite Arabesk Flow, GrandioSO und Clearfil Majesty Posterior erreichten ein relativ hohes Kraftaufnahmevermögen. Amalgam hatte im Vergleich zu den Kompositen unter schlagartiger Belastung ein völlig anderes Schlagverhalten. Schlagdauer und -kraft sowie Kraftaufnahmevermögen waren wesentlich geringer als bei den Dentalkompositen. Die Kraft-Zeit-Verläufe waren durch die Aneinanderreihung mehrerer Teilbrüche, also einem Steigen und Fallen während des Kraftanstieges, gekennzeichnet. Ursächlich dafür ist u. a. die Ultratröpfchenstruktur des Amalgams (Abb. 81). Dabei handelt es sich um eine inhomogene Mikrokügelchenstruktur, die durch unzureichende Benetzung der Alloypartikel mit Quecksilber entsteht.

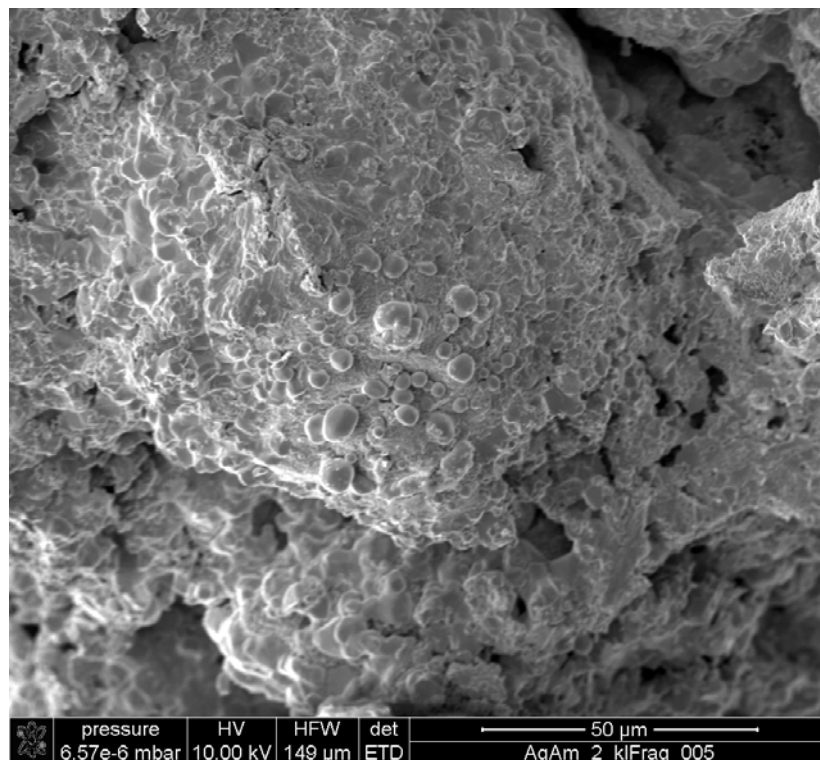


Abb. 81: Detailaufnahme von Amalgam, Ultratröpfchenstruktur (REM)

Thomaidis et al. (2013) stellten ein ähnliches Verhalten von Clearfil Majesty Posterior fest. Diese Ergebnisse sind jedoch nur annähernd vergleichbar, da Thomaidis et al. (2013) Dreipunkt-Biegetests nach Charpy an gekerbten Prüfkörpern durchgeführt haben. Ebenso postulierten Masouras et al. (2008), dass zwischen den Elastizitätsmoduli (Young- und Bulk-Moduli) und dem Füllstoffgehalt eine positive Korrelation existiert. Jedoch kamen auch bei diesen Autoren keine Schlagbiegeuntersuchungen zur Anwendung. Bislang ist das Bruchverhalten von Zahnhartsubstanzen und dentalen Füllungswerkstoffen unter schlagartiger Belastung in der internationalen Literatur noch sehr wenig und in den Resultaten nicht vergleichbar beschrieben.

Mittels REM-Aufnahmen einer Kompositcharge sind keine signifikanten, strukturellen Unterschiede der Bruchflächen erkennbar. Daraus kann abgeleitet werden, dass es sich trotz differenter Kraft-Zeit-Graphen um den gleichen Bruchtyp und identisches Werkstoffverhalten handelt. Außer den Eigenschaften der Kunststoffe selbst spielen bei stoß- oder schlagartiger Beanspruchung u. a. die Gestaltung der Formblöcke und die Verarbeitungsbedingungen des Kunststoffes bei der Herstellung des Prüfkörpers eine Rolle (Frick und Stern 2011). Durch Oberflächenfehler und scharfkantige Querschnittsübergänge, wie z. B. Rippen, Kanten und Aussparungen überwiegt der Schlagzähigkeit die Kerbschlagzähigkeit eines Prüfkörpers (Grellmann und Seidler 2011) bzw. ein ursprünglich schlagzäher Kunststoff bricht spröde (Frick und Stern 2011). Im Rahmen dieser Untersuchung wurden ungekerbte Prüfkörper entsprechend der anatomischen Situation der orodontalen Region verwendet. 25%ige Standardabweichungen der vorgegebenen Maße der Prüfkörper stellen eine vertretbare Variation dar. Einige Zahnhartsubstanzprüfkörper wiesen Hohlräume auf, die dem Pulpakavum entsprechen. Diese setzten nachweislich sowohl Schlagkraft als auch -dauer eines Prüfkörpers herab. Probe 1 in Abbildung 82 erreichte die geringste Schlagkraft und -dauer. Auch Probe 3 zeigte ein negativ beeinflusstes Schlagbiegeverhalten im Vergleich zu Prüfkörpern ohne Hohlräume (Abb. 83).

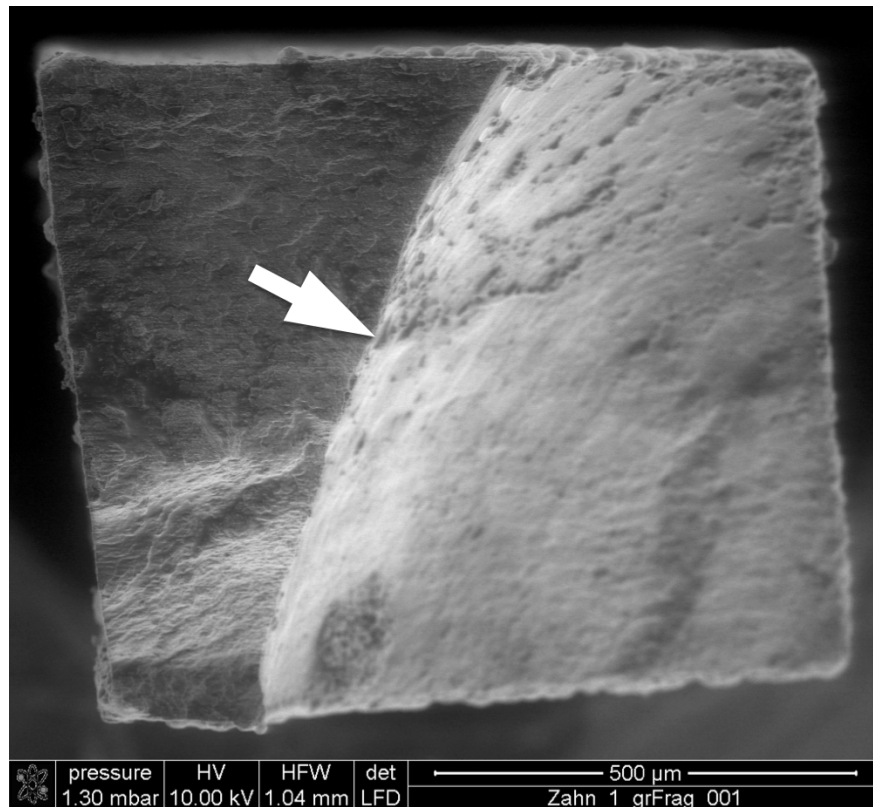


Abb. 82: Bruchfläche der Zahnhartsubstanz (weißer Pfeil = Hohlraum)

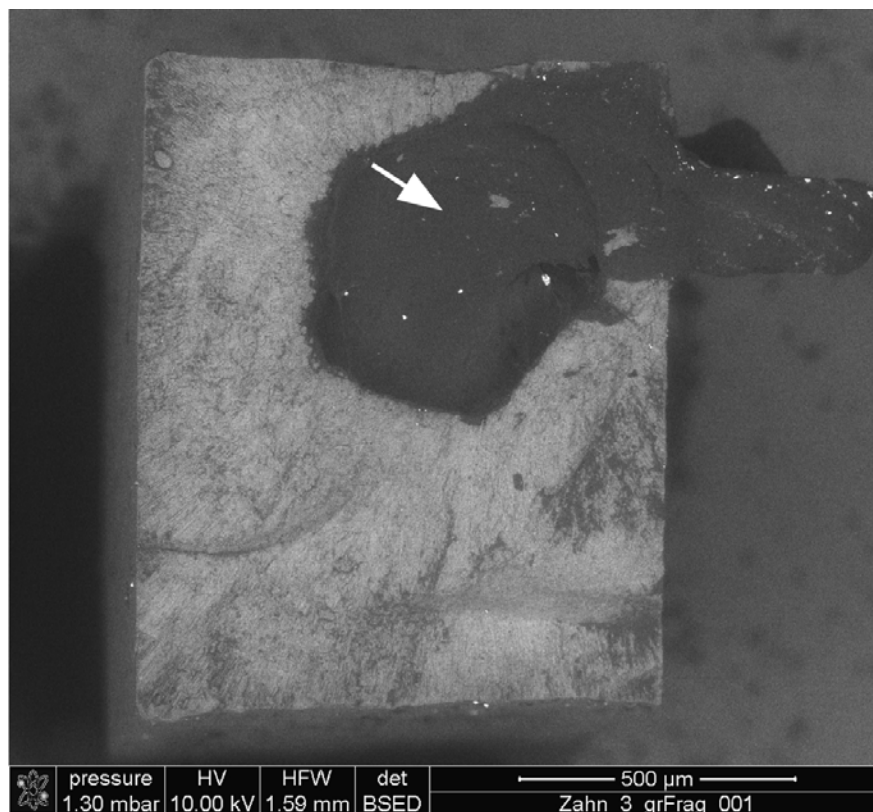


Abb. 83: Bruchfläche der Zahnhartsubstanz, BSE-Detektor (weißer Pfeil = Pulpagewebe)

Anhand rasterelektronenmikroskopischer Analysen konnten auch unter den Füllungswerkstoffen Kerben und Oberflächenmängel durch Verarbeitungsfehler identifiziert. Gaseinschlüsse wirkten im Schlagbiegeversuch als riss-oder bruchauslösend, somit als Kerben (Abb. 84 und 85). Gaseinschlüsse vermindern nachweislich die Lebensdauer einer Restauration (Warkentin et al. 2012). Dentale Kompositrestaurationen sind nicht vollständig frei von Gaseinschlüssen, da Komposite grundsätzlich mittels Schichttechnik („Inkrementtechnik“) in die Kavität eingebracht werden. Speziell bei hoch viskösen Kompositen können dadurch Lufteinschlüsse eingearbeitet werden. Bei fließfähigen Kompositen entstehen bei nicht sorgfältiger Insertion und unter sich gehender Bereiche der Kavität ebenfalls Lufteinschlüsse (Hellwig et al. 2013).

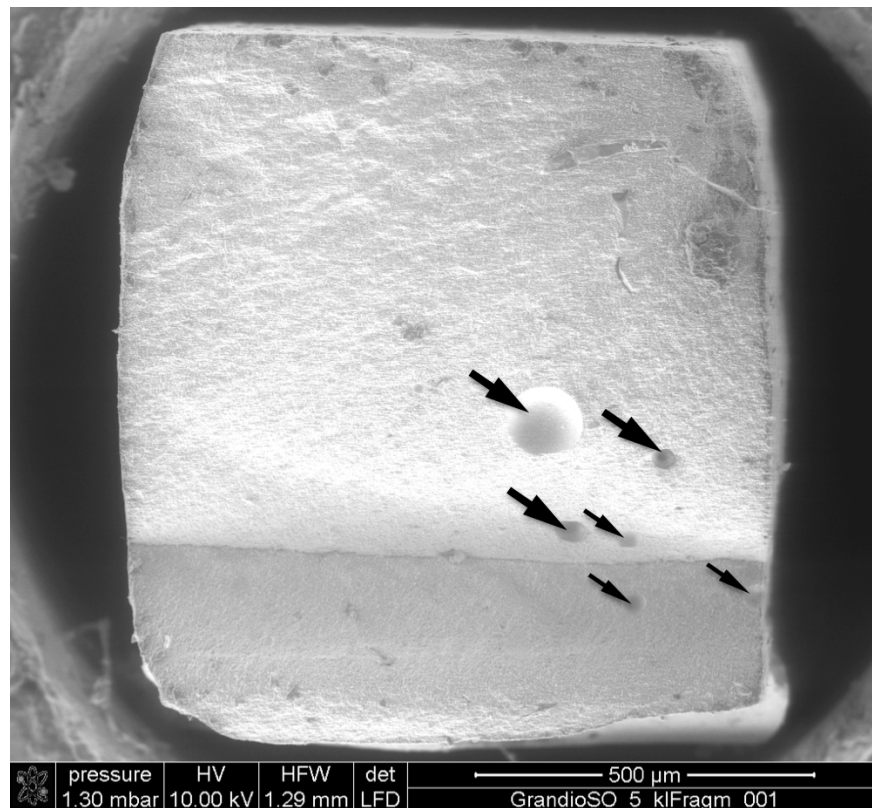


Abb. 84: Bruchfläche von GrandioSO (schwarze Pfeile = Gaseinschlüsse)

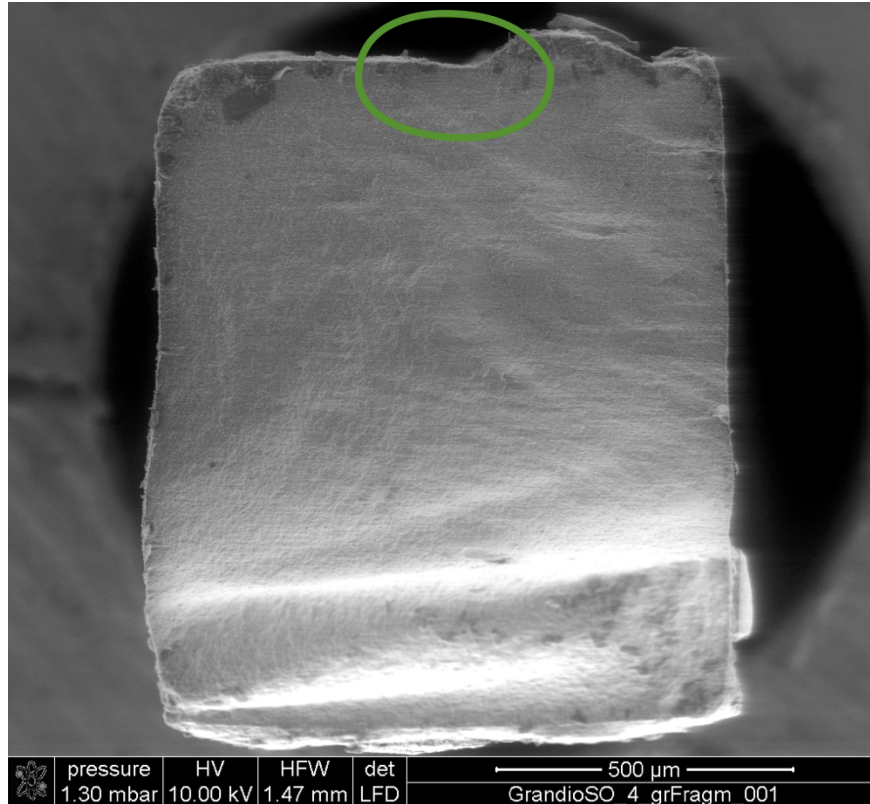


Abb. 85: Bruchfläche von GrandioSO (grüner Kreis = Kerbe)

Auch innerhalb der untersuchten Amalgamprüfkörper waren Inhomogenitäten und Gaseinschlüsse festzustellen (Abb. 86 und 87). Bei Gewaltbrüchen, die unter schlagartigen Krafteinwirkungen entstehen, zeigen duktile Metalle, wie die Amalgamlegierung, im Mikrobereich Formen von Einschnürungen (Woodtli 2003). Durch verarbeitungsbedingte Poren bzw. Gaseinschlüsse wird die Schlagzähigkeit herabgesetzt. Vor allem an der Oberfläche kann es trotz Politur zu Unebenheiten und Aussparungen kommen. Bei Amalgamen können während mehrerer Behandlungsschritte Porositäten entstehen. Bei der Trituration (Anmischen) des Amalgams ist eine genaue Dosierung von Alloy und Quecksilber wichtig. Wird beispielsweise zu wenig Quecksilber verwendet, kommt es zu erhöhter Porosität, beschleunigter Korrosion und schlechter Adaption des Materials. Des Weiteren muss die Triturationszeit gemäß Herstellerangaben exakt eingehalten werden. Bei zu kurzer Trituration werden die Alloypartikel nicht vollständig mit Quecksilber benetzt. Außerdem muss auf eine rasche Verarbeitung geachtet werden. Darüber hinaus können Poren bei einem nicht ausreichenden Stopfdruck von 1 bis $2 \text{ N} \cdot \text{m}^{-2}$ eingearbeitet werden (Hellwig et al. 2013).

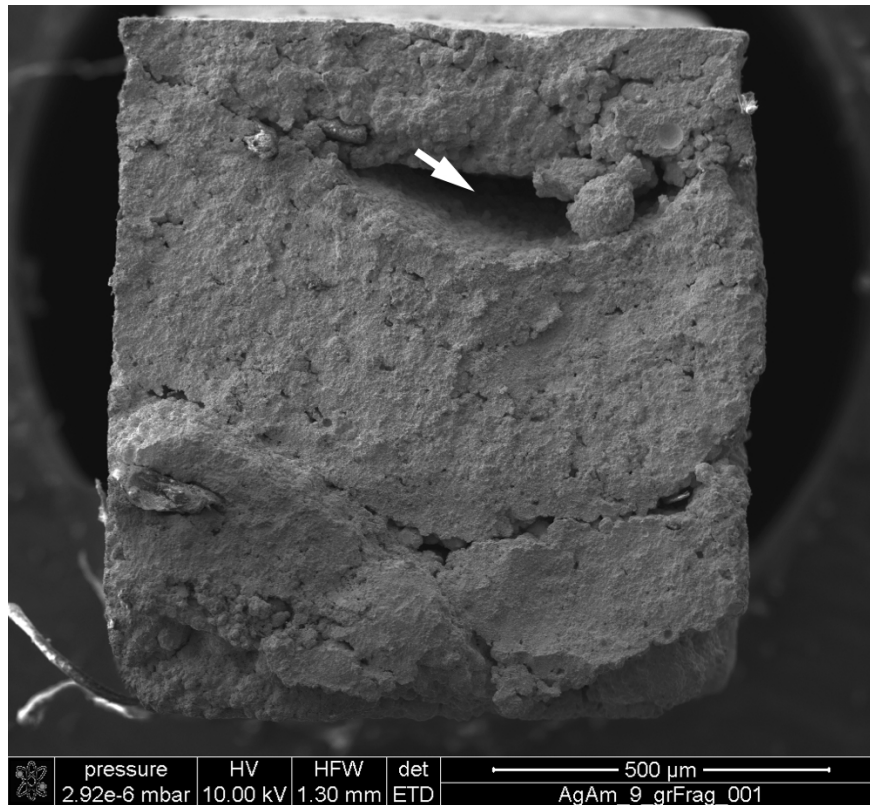


Abb. 86: Bruchfläche von Amalgam (weißer Pfeil = Lunker)

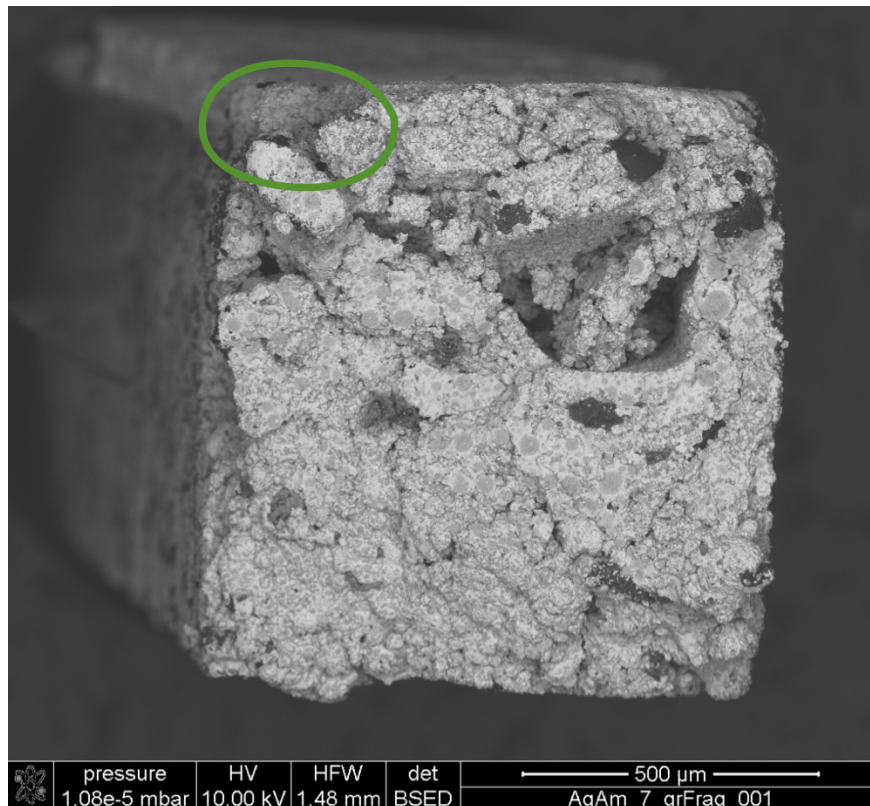


Abb. 87: Bruchfläche von Amalgam (grüner Kreis = Kerbe/ Aussparung)

Dementsprechend weisen Amalgame nach Opdam et al. (2010) über einen Beobachtungszeitraum von zwölf Jahren eine geringere Überlebensdauer auf als Komposite. Jedoch werden Amalgamlegierungen nach wie vor als Restaurationswerkstoffe für den Seitenzahnbereich angewandt. In Deutschland werden noch 15 bis 20% der Zähne mit Amalgam versorgt, d.h. die Anwendungshäufigkeit von Amalgam verringert sich und wird durch die Verbesserung der mechanischen Eigenschaften mehr und mehr durch Komposite vom Markt verdrängt. Im Gegensatz dazu postulieren Soncini et al. (2013) in einer retrospektiven klinischen Studie unter insgesamt 269 Füllungen, dass Amalgam- (8,7 Jahre) im Vergleich zu Kompositrestaurationen (5,0 Jahre) eine höhere Lebensdauer aufweisen. Eine weitere Ursache für die geringe Schlagzähigkeit kann an der Amalgamlegierung selbst liegen. Das ausgewählte Amalgamprodukt zählt zu den kupferreichen Amalgamen. In weiteren Untersuchungen sollte daher überprüft werden, welche Amalgamlegierungen schlagzäher sind. Auf Grund eigener Untersuchungsergebnisse zum Amalgam und in der Literatur beschriebenen Nebenwirkungen, wie z. B. oralen Leukoplakien und oralem Galvanismus in Kombination mit Goldlegierungen (Yotova 2013, Zituni et al. 2013) sollten Amalgame unter strenger Indikationsstellung zum Einsatz kommen.

In der vorliegenden Arbeit wurde die Bedeutung von Kenntnissen zum Verhalten von Zahnhartsubstanzen sowie Füllungswerkstoffen unter Schlagbeanspruchung herausgearbeitet. Das Schlagbiegeverhalten ist demnach vom Füllstoffgehalt der Komposite abhängig. Auch Warkentin (2014) stellte fest, dass die Schlagzähigkeit ein wichtiger, jedoch wenig beachteter Kennwert ist und bestimmte eine Kennwertrelevanz, die rangfolgend ist: Druckfestigkeit, Bruchstauchung, Mikrohärte, Speichermodul und Schlagzähigkeit. Laut Hickel (2013) ist der Parameter Druckfestigkeit heutzutage bedeutungslos und wenig aussagekräftig geworden. Demgegenüber hat die Druckfestigkeit für Warkentin (2014) als Kennwert die höchste Priorität. Die Druckfestigkeit unterscheidet sich sowohl für den Zahnschmelz als auch für das Dentin in Abhängigkeit von der Distanz zwischen Zahnkrone und Zahnwurzel.

Der derzeitige Versuchsaufbau wurde von Polster (2013) entwickelt sowie experimentell erprobt und erlaubt die Messung von Schlagkraft und -dauer für Kleinstgeometrien. Das daraus berechnete Kraftaufnahmevermögen stellt ein gut geeignetes Hilfsmittel zur Definition

der Schlagzähigkeit dar. Die Schlagzähigkeit wird mit Hilfe des Weges berechnet, dessen Bestimmung mit dem aktuellen Prüfstand nicht möglich bzw. zu ungenau ist. Die Wegmessung erfolgt durch einen optischen Wegsensor und in den Hochgeschwindigkeitskinematografien, deren Auflösung aktuell zu gering ist und die Wegbestimmung zu unpräzise für die Auswertungen erschien. Daher sollte diese Methode erweitert werden, um die Wegmessung der Bruchvorgänge zu garantieren und um Kraft-Weg-Verläufe bzw. Kraft-Durchbiegungskurven darzustellen.

6 Zusammenfassung und Ausblick

In der internationalen Literatur werden viele Ursachen für Zahnhartsubstanzdefekte genannt. Eigene Untersuchungen berücksichtigen Front- und Seitenzahntraumata, ausgelöst durch stoß- oder schlagartige Belastungen. Ziel ist es, geeignete, den Zahnhartsubstanzen angepasste Werkstoffe zu entwickeln, um damit frühzeitiges Versagen dentaler Restaurationen vorzubeugen.

In der vorliegenden Arbeit wurden die humanen Zahnhartsubstanzen und sechs dentale Komposite sowie Amalgam hinsichtlich ihres Schlagbiegeverhaltens untersucht und miteinander verglichen. Die Zahnhartsubstanzprüfkörper wurden aus einem Oberkieferincisivus gewonnen. Da das humane Zahnhartsubstanzmaterial über limitierte Kleinstgeometrien verfügt, sind in Übereinstimmung mit der orodentalen Situation Prüfkörperabmessungen von $1 \times 1 \times 10 \text{ mm}^3$ gewählt worden. Für jedes Material wurden zehn Prüfkörper hergestellt und zehn Messungen durchgeführt. Dem eigens für diese Untersuchungen entwickelten und erprobten Schlagbiegeprüfstand kommt eine besondere Bedeutung zu, da man in der Literatur bisher keine Pendelschlagwerke für Kleinstgeometrien findet. Die Prüfkörper wurden bei identischen Prüfparametern hinsichtlich ihrer Schlagkraft und Schlagzeit verglichen. Den Bruchvorgang dokumentierte zusätzlich eine Hochgeschwindigkeitskamera. Zur fraktografischen Analyse wurden rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen der Bruchflächen durchgeführt.

Bisher liegen noch keine vergleichbaren Literaturdaten zum Bruchverhalten von dentalen Füllungswerkstoffen und den Zahnhartsubstanzen unter schlagartiger Belastung vor. In diesen Untersuchungen waren in Abhängigkeit vom Füllstoffanteil sowohl unterschiedliche Bruchverhaltensmuster als auch unterschiedliche Schlagbiegeverhalten nachweisbar. Insgesamt konnte gezeigt werden, dass die Hartsubstanzen des humanen Zahnes im Vergleich zu den Füllungswerkstoffen die schlagzähste Struktur darstellen. Unter den Füllungsmaterialien erwies sich Amalgam als gering schlagzäh. Im Gegensatz dazu stellte sich heraus, dass hoch- und mittelgefüllte Komposite bezüglich Schlagkraft und -zeit besonders geeignet für die Füllungstherapie im Front- und Seitenzahnbereich sind. Es konnte gezeigt werden, dass eine positive Korrelation zwischen dem Füllstoffgehalt und der Schlagkraft existiert und dass die Schlag-

zeit mit zunehmendem Füllstoffgehalt abnimmt.

Gaseinschlüsse und Oberflächenmängel wirken sich negativ auf das Bruchverhalten unter schlagartiger Belastung aus und begünstigen Misserfolge. Durch verarbeitungsbedingte Mängel im Werkstoff ist auch das Entstehen von Ausreißern während der Schlagbiegeprüfung zu erklären. Anhand der REM-Aufnahmen konnten diese Verarbeitungsfehler identifiziert werden. Umso wichtiger ist daher die exakte Herstellung der Prüfkörper sowie die optimale Indikationsstellung und das präzise Einbringen eines Füllungswerkstoffes durch den zahnärztlichen Behandler.

In weiterführenden Untersuchungen wird der Prüfstand z. B. durch einen optischen Neigungssensor erweitert, um eine Wegmessung und die damit verbundene Berechnung der Schlagarbeit zu ermöglichen. Die Untersuchung der Zahnhartsubstanzen sollte differenzierter verlaufen, d. h. Herstellung separater Schmelz- und Dentinproben. Weiterhin kann der Einfluss von Verarbeitungsfehlern durch eine größere Anzahl von Kompositprüfkörpern untersucht werden. Ferner werden Bruchoberflächen von Füllungswerkstoffen und Zahnhartsubstanzen mittels polarisiertem Licht abgebildet und somit spannungsoptische Untersuchungen durchgeführt. Mit Hilfe einer verbesserten High-Speed Kamera (30.000 bis 50.000 Bilder pro Sekunde) und höherer Bildauflösung könnten Risse sowie die Bruchentstehung verfolgt werden. Außerdem sollen Prüfkörper mittels des instrumentierten Fallversuches, der Ergebnisse über Kraft-Verformungs- oder Kraft-Zeit-Kurven liefert, untersucht werden. Des Weiteren sollten dentale Werkstoffe sowie Zahnhartsubstanzen zyklischen Schlagprüfungen mit Hilfe eines modifizierten Kausimulators unterzogen werden. Bezüglich der Lagerung sollten in Übereinstimmung mit den Zahnhartsubstanzen auch Komposite und Amalgam in künstlichem Speichel aufbewahrt werden.

7 Literaturverzeichnis

1. Adekoya-Sofowora C. A., Adesina O. A., Nasir W. O., Oginni A. O., Ugboko V I.: Prevalence and causes of fractured permanent incisors in 12-year-old suburban Nigerian schoolchildren. *Dent Traumatol* 25 (3), 314-317 (2009)
2. Arola D und Reprogel R. K.: Effects of aging on the mechanical behavior of human dentin. *Biomaterials* 26 (18), 4051-4061 (2005)
3. Atabek D., Alaçam A., Aydintuğ I., Konakoğlu G.: A retrospective study of traumatic dental injuries. *Dent Traumatol* 30 (2), 154-161 (2014)
4. Bajaj D., Arola D.: On the R-curve behavior of human tooth enamel. *Biomaterials* 30 (23-24), 4037-4046 (2009)
5. Bajaj D., Arola D.: Role of prism decussation on fatigue crack growth and fracture of human enamel. *Acta Biomater* 5 (8), 3045-3056 (2009)
6. Bartlett D., Sundaram G.: An up to 3-year randomized clinical study comparing indirect and direct resin composites used to restore worn posterior teeth. *Int J Prosthodont* 19 (6), 613-617 (2006)
7. Bernardo M., Luis H., Martin M. D., Leroux B. G., Rue T., Leitão J., DeRouen T. A.: Survival and reasons for failure of amalgam versus composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial. *J Am Dent Assoc* 138 (6), 775-783 (2007)
8. Bethge H. und Heydenreich J.: Elektronenmikroskopie in der Festkörperphysik. Hrsg.: Bethge H., Heydenreich J., Deutscher Verlag der Wissenschaften, Berlin, ISBN 978-3-540-11361-4 (1982)
9. Bhayya D. P., Shyagali T. R.: Traumatic injuries in the primary teeth of 4- to 6-year-year-old school children in Gulbarga city, India. A prevalence study. *Oral Health Dent Manag* 12 (1), 17-23 (2013)
10. Blumenauer H., Pusch G.: Technische Bruchmechanik. VEB Deutscher Verlag für Grundstoffindustrie, Leipzig, ISBN VLN 152-915/61/82 (1981)

11. Brauer D. S., Marshall G. W., Marshall S. J.: Variations in human DEJ scallop size with tooth type. *J Dent* 38 (7), 597-601 (2010)
12. Brunner F., Krastl G., Filippi A.: Dental trauma in adults in Switzerland. *Dent traumatol* 25 (2), 181-184 (2009)
13. Brunthaler A., König F., Lucas T., Sperr W., Schedle A.: Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth. *Clin Oral Investig* 7 (2), 63-70 (2003)
14. Bücher K., Neumann C., Hickel R., Kühnisch J.: Traumatic dental injuries at a German university clinic 2004-2008. *Dent Traumatol* 29 (2), 127-133 (2013)
15. Buonocore M.: Adhesive sealing of pits and fissures for caries prevention, with use of ultraviolet light. *J Am Dent Assoc* 80 (2), 324-330 (1970)
16. Cameron C. E.: Cracked-Tooth Syndrome. *J Am Dent Assoc* 68, 405-411 (1964)
17. Cetinbaş T., Yildirim G., Sönmez H.: The relationship between sports activities and permanent incisor crown fractures in a group of school children aged 7-9 and 11-13 in Ankara, Turkey. *Dent Traumatol* 24 (5), 532-536 (2008)
18. Chen Z., Si Y., Gong Y., Wang J. G., Liu J. X., He Y., He W. P., Nan Z., Zhang Y.: Traumatic dental injuries among 8- to 12-year-old schoolchildren in Pinggu District, Beijing, China, during 2012. *Dent Traumatol* 30 (5), 385-390 (2014)
19. Chopra A, Lakhanpal M, Rao N., Gupta N., Vashisth S.: Traumatic dental injuries among 12-15-year-old-school children in Panchkula. *Arch Trauma Res* 3 (1), (2014)
20. Chowdhary N, Subba Reddy V. V.: Dentin comparison in primary and permanent molars under transmitted and polarised light microscopy: and in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 28 (3), 167-172 (2010)
21. Da Rosa Rodolpho P. A., Donassollo T. A., Cenci M. S., Loguércio A. D., Moraes R. R., Bronkhorst E. M., Opdam N. J. M., Demarco F. F.: 22-Year clinical evaluation of the performance of two posterior composites with different filler characteristics. *Dent Mater* 27 (10), 955-963 (2011)

22. Da Rosa Rodolpho P. A., Cenci M. S., Donassollo T. A., Loguercio A. D., Demarco F. F.: A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings. *J Dent* 34 (7), 427-435 (2006)
23. De Menezes Oliveira M. A. H., Torres C. P., Gomes-Silva J. M., Chinelatti M. A., De Menezes F. C. H., Palma-Dibb R. G., Borsatto M. C.: Microstructure and mineral composition of dental enamel of permanent and deciduous teeth. *Microsc Res Tech* 73 (5), 572-577 (2010)
24. DIN EN ISO 3167: Kunststoffe - Vielzweckprobekörper, Beuth Verlag GmbH, Berlin (2014)
25. DIN EN ISO 4049: Zahnheilkunde - Polymerbasierende Restaurationsmaterialien. Beuth Verlag GmbH, Berlin (2010)
26. Fedorowicz Z., Nasser M., Wilson N.: Adhesively bonded versus non-bonded amalgam restorations for dental caries (Review). *Cochrane Database Syst Rev* 7 (4): CD007517 (2009)
27. Filippi A.: Zahntrauma. Klassifikation, Terminologie, Risikofaktoren und Verhalten am Unfallort. *Der MKG-Chirurg* 4, 79-85 (2011)
28. Filippi A.: Unfallbedingte Zahnverletzungen - Klassifikation, Terminologie und Risikofaktoren. *Quintessenz* 60 (5), 525-529 (2009)
29. Filippi A., Krastl G.: Traumatologie im Milch- und Wechselgebiss. *Quintessenz* 58 (7), 739-752 (2007)
30. Frick A., Stern C.: Praktische Kunststoffprüfung. Carl Hanser Verlag, München, ISBN 978-3-446-40942-2 (2011)
31. Garberoglio R., Brännström M.: Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol* 21 (6), 355-362 (1976)
32. Gaudio R. M., Feltracco P., Barbieri S., Tiano L., Alberti M., Delantone M., Ori C., Avato F. M.: Traumatic dental injuries during anaesthesia: part I: clinical evaluation. *Dent traumatol* 26 (6), 459-465 (2010)

33. Glendor U.: Aetiology and risk factors related to traumatic dental injuries - a review of the literature. *Dent Traumatol* 25 (1), 19-31 (2009)
34. Glendor U.: Epidemiology of traumatic dental injuries - a 12 year review of the literature. *Dent Traumatol* 24 (6), 603-611 (2008)
35. Goettems M. L., Schuch H. S., Hallal P. C., Torriani D. D., Demarco F. F.: Nutritional status and physical activity level as risk factor for traumatic dental injuries occurrence: a systematic review. *Dent Traumatol* 30 (4), 251-258 (2014)
36. Granville-Garcia A. F., de Menezes V. A., de Lira P. I. C.: Dental trauma and associated factors in Brazilian preschoolers. *Dent Traumatol* 22 (6), 318-322 (2006)
37. Grellmann W., Seidler S.: *Kunststoffprüfung*. 2. Aufl., Hrsg.: Grellmann W., Seidler S., Carl Hanser Verlag, München, E-Book-ISBN 978-3-446-42970-3 (2011)
38. Gwinnett A. J., Baratieri L. N., Monteiro Jr. S., Ritter A. V.: Adhesive restorations with amalgam: guidelines for the clinician. *Quintessence Int* 25 (10), 687-695 (1994)
39. Hargreaves J. A., Cleaton-Jones P. E., Roberts G. J., Williams S., Matejka J. M.: Trauma to primary teeth of South African pre-school children. *Endod Dent Traumatol* 15 (2), 73-76 (1999)
40. Heintze S. D., Rousson V.: Clinical effectiveness of direct class II restorations - a meta-analysis. *J Adhes Dent* 14 (5), 407-431 (2012)
41. Hellwig E., Klimek J., Attin T.: *Einführung in die Zahnerhaltung. Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie*. 6. überarbeitete Aufl., Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, ISBN 978-3769134483 (2013)
42. Hickel R.: Neueste Komposite - Viele Behauptungen. *Zahnärztliche Nachrichten Sachsen-Anhalt*, 29-32 (2013)
43. Hickel R., Roulet J.-F., Bayne S., Heintze S. D., Mjör I. A., Peters M., Rousson V., Randall R., Schmalz G., Tyas M., Vanherle G.: Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. Science Committee Project 2/98-FDI World Dental Federation study design (Part I) and criteria for evaluation (Part II) of

- direct and indirect restorations including onlays and partial crowns. *J Adhes Dent* 9 (1), 121-147 (2007)
44. Homewood C. I.: Cracked tooth syndrome—incidence, clinical findings and treatment. *Aust Dent J* 43 (4), 217-222 (1998)
45. Huang B., Marcenes W., Croucher R., Hector M.: Activities related to the occurrence of traumatic dental injuries in 15- to 18-year-olds. *Dent Traumatol* 25 (1), 64-68 (2009)
46. IADT Guidelines. Online verfügbar: www.iadt-dentaltrauma.org (updated 2012)
47. Ilie N., Hickel R.: Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Investig* 13 (4), 427-438 (2009)
48. Imbeni V., Kruzic J. J., Marshall G. W., Marshall S. J., Ritchie R. O.: The dentin-enamel junction and the fracture of human teeth. *Nat Mater* 4 (3), 229-232 (2005)
49. Innerhofer K., Krastl G., Kühl S., Baumgartner E. N., Filippi A.: Dental trauma on ski slopes. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 123 (7-8), 655-659 (2013)
50. Inovay J., Banoczy J.: The role of electrical potential differences in the etiology of chronic diseases of oral mucosa. *J Dent Res* 40, 884-890 (1961)
51. Jorge K. O., Moysés S. J., Ferreira e Ferreira E., Ramos-Jorge M. L., de Araújo Zarzar P. M. P.: Prevalence and factors associated to dental trauma in infants 1-3 years of age. *Dent Traumatol* 25 (2), 185-189 (2009)
52. Kaneko T., Hattori M., Hasegawa K., Yoshinari M., Kawada E., Oda Y.: Influence of finishing on the electrochemical properties of dental alloy. *Bull Tokyo Dent Coll.* 41 (2), 49-57 (2000)
53. Karov J., Hinberg I.: Galvanic corrosion of selected dental alloys. *J Oral Rehabil* 28 (3), 212-219 (2001)
54. Korraah A., Odenthal M., Kopp M., Vigneswaran N., Sacks P. G., Dienes H. P., Stützer H., Niedermeier W.: Induction of apoptosis and up-regulation of cellular proliferation in oral leukoplakia cell lines inside electric field. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 113 (5), 644-654 (2012)

55. Kruzic J. J., Nalla R. K., Kinney J. H., Ritchie R. O.: Crack blunting, crack bridging and resistance-curve fracture mechanics in dentin: effect of hydration. *Biomaterials* 24 (28), 5209-5221 (2003)
56. Lin C. P., Douglas W. H.: Structure-property relations and crack resistance at the bovine dentin-enamel junction. *J Dent Res* 73 (5), 1072-1078 (1994)
57. Lynch C. D., O'Sullivan V. R., Dockery P., McGillicuddy C. T., Rees J. S., Sloan A. J.: Hunter-Schreger Band patterns and their implications for clinical dentistry. *J Oral Rehabil* 38 (5), 359-365 (2011)
58. Lynch C. D., O'Sullivan V. R., Dockery P., McGillicuddy C. T., Sloan A. J.: Hunter-Schreger Band patterns in human tooth enamel. *J Anat* 217 (2), 106-115 (2010)
59. Lynch C. D., McConnell R. J.: The cracked tooth syndrome. *J Can Dent Assoc* 68 (8), 470-475 (2002)
60. Malikaew P., Watt R. G., Sheiham A.: Prevalence and factors associated with traumatic dental injuries (TDI) to anterior teeth of 11-13 year old Thai children. *Community Dent Health* 23 (4), 222-227 (2006)
61. Marcenes W., Murray S.: Social deprivation and traumatic dental injuries among 14-year-old schoolchildren in Newham, London. *Dent Traumatol* 17 (1), 17-21 (2001)
62. Marcenes W., Zabet N. E., Traebert J.: Socio-economic correlates of traumatic injuries to the permanent incisors in schoolchildren aged 12 years in Blumenau, Brazil. *Dent Traumatol* 17 (5), 222-226 (2001)
63. Masouras K., Silikas N., Watts D. C.: Correlation of filler content and elastic properties of resin-composites. *Dent Mater* 24 (7), 932-939 (2008)
64. Marxkors R., Meiners H., Geis-Gerstorfer J.: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Deutscher Zahnärzte Verlag Köln, ISBN 978-3769133448 (2008)
65. McCracken M. S., Gordan V. V., Litaker M. S., Funkhouser E., Fellows J. L., Shamp D. G., Qvist V., Meral J. S., Gilbert G. H., National Dental Practice-Based Research Network Collaborative Group: A 24-month evaluation of amalgam and resin-based

- composite restorations: Findings from The National Dental Practice-Based Research Network. *J Am Dent Assoc* 144 (6), 583-593 (2013)
66. Mjör I. A., Nordahl I.: The density and branching of dentinal tubules in human teeth. *Arch Oral Biol* 41 (5), 401-412 (1996)
67. Muller A. W., Van Loon L. A., Davidson C. L.: Electrical potentials of restorations in subjects without oral complaints. *J Oral Rehabil* 17 (5), 419-424 (1990)
68. Norton E., O'Connell A. C.: Traumatic dental injuries and their association with malocclusion in the primary dentition of Irish children. *Dent Traumatol* 28 (1), 81-86 (2012)
69. Oliveira L. B., Marcenes W., Ardenghi T. M., Sheiham A., Bönecker M.: Traumatic dental injuries and associated factors among Brazilian preschool children. *Dent Traumatol* 23 (2), 76-81 (2007)
70. Opdam N. J. M., Bronkhorst E. M., Loomans B. A. C., Huysmans M. C. D. N. J. M.: 12-year survival of composite vs. amalgam restorations. *J Dent Res* 89 (10), 1063-1067 (2010)
71. Patel M. C., Sujan S. G.: The prevalence of traumatic dental injuries to permanent anterior teeth and its relation with predisposing risk factors among 8-13 years school children of Vadodara city: an epidemiological study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 30 (2), 151-157 (2012)
72. Petersson E. E., Andersson L., Sörensen S.: Traumatic oral vs non-oral injuries. *Swed Dent J* 21 (1-2), 55-68 (1997)
73. Piovesan C., Guedes R. S., Casagrande L., Ardenghi T. M.: Socioeconomic and clinical factors associated with traumatic dental injuries in Brazilian preschool children. *Braz Oral Res* 26 (5), 464-470 (2012)
74. Polster V.-S.: Experimentelle Erprobung einer Schlagbiegeprüfvorrichtung für Hartgewebemikroprüfkörper. B.Sc. Universität Rostock (2013)

75. Popowics T. E., Rensberger J. M., Herring S. W.: Enamel microstructure and microstrain in the fracture of human and pig molar cusps. *Arch Oral Biol* 49 (8), 595-605 (2004)
76. Rasmussen S. T., Patchin R. E., Scott D. B., Heuer A. H.: Fracture properties of human enamel and dentin. *J Dent Res* 55 (1), 154-164 (1976)
77. Reclaru L., Meyer J.-M.: Study of corrosion between a titanium implant and dental alloys. *J Dent* 22 (3), 159-168 (1994)
78. Robenek H.: *Mikroskopie in Forschung und Praxis*. Hrsg.: Robenek H., GIT Verlag GmbH, Darmstadt, ISBN 3-928865-18-8 (1995)
79. Roh B. D., Lee Y.-E.: Analysis of 154 cases of teeth with cracks. *Dent Traumatol* 22 (3), 118-123 (2006)
80. Roh Y.-J., Namgung C., Jin B.-H., Lim B.-S., Cho B.-H.: Longevity of direct restorations in stress-bearing posterior cavities: a retrospective study. *Oper Dent* 38 (6), 572-582 (2013)
81. Sabuncuoglu O., Taser H., Berkem M.: Relationship between traumatic dental injuries and attention-deficit/ hyperactivity disorder in children and adolescents: proposal of an explanatory model. *Dent Traumatol* 21 (5), 249-253 (2005)
82. Schatz J. P., Joho J. P.: A retrospective study of dento-alveolar injuries. *Endod Dent Traumatol* 10 (1), 11-14 (1994)
83. Schmalz G., Arentholt-Bindslev D.: *Biokompatibilität zahnärztlicher Werkstoffe*. Elsevier GmbH, Urban & Fischer Verlag, München, ISBN 978-3437051906 (2005)
84. Schmidseider J.: *Farbatlanten der Zahnmedizin. Ästhetische Zahnmedizin*. Bd.15. 2. vollst. überarb. und erw. Auflage, Hrsg: Wolf H. F., Georg Thieme Verlag, ISBN 978-3131004529 (2008)
85. Schmidt P. F., Balk L. J., Blaschke R., Bröcker W., Demm E., Engel L., Göcke R., Hantsche H., Hauert R., Krefting E. R., Müller T., Raith H., Roth M., Woodtli J.:

- Praxis der Rasterelektronenmikroskopie und Mikrobereichsanalyse. Hrsg.: Bartz W. J., Expert Verlag, Renningen-Malmsheim , ISBN 3-8169-1038-6 (1994)
86. Schroeder H. E.: Pathobiologie oraler Strukturen. 3., überarbeitete Aufl., Hrsg.: Schroeder H. E., Karger Verlag, ISBN 978-3805562867 (1997)
87. Schuch H. S., Goettems M. L., Correa M. B., Torriani D. D., Demarco F. F.: Prevalence and treatment demand after traumatic dental injury in South Brazilian schoolchildren. *Dent Traumatol* 29 (4), 297-302 (2013)
88. Schumacher G. H.: Anatomie für Zahnmediziner. Lehrbuch und Atlas. Hüthig Verlag, Heidelberg, ISBN 3778525239 (1997)
89. Seo D.-G., Yi Y.-A., Shin S.-J., Park J.-W.: Analysis of factors associated with cracked teeth. *J Endod* 38 (3), 288-292 (2012)
90. Shulman J. D., Peterson J.: The association between incisor trauma and occlusal characteristics in individuals 8-50 years of age. *Dent Traumatol* 20 (2), 67-74 (2004)
91. Siqueira M. B., Gomes M. C., Oliveira A. C., Martins C. C., Granville-Garcia A. F., Paiva S. M.: Predisposing factors for traumatic dental injury in primary teeth and seeking of post-trauma care. *Braz Dent J* 24 (6), 647-654 (2014)
92. Skaare A. B., Jacobsen I.: Primary tooth injuries in Norwegian children (1-8 years). *Dent Traumatol* 21 (6), 315-319 (2005)
93. Soncini J. A., Maserejian N. N., Trachtenberg F., Tavares M., Hayes C.: The longevity of amalgam versus compomer/ composite restorations in posterior primary and permanent teeth: findings from the New England Children's Amalgam Trial. *J Am Dent Assoc* 138 (6), 763-772 (2007)
94. Soriano E. P., Caldas A. D. F. Jr., De Carvalho M. V. D., Caldas K. U.: Relationship between traumatic dental injuries and obesity in Brazilian schoolchildren. *Dent traumatol* 25 (5), 506-509 (2009)

95. Strub J. R., Kern M., Türp J. C., Witkowski S., Heydecke G., Wolfart S.: Curriculum Prothetik. 4., überarbeitete und erweiterte Aufl., Quintessenz Verlags-GmbH, ISBN 978-3868670295 (2011)
96. Taiwo O. O., Jalo H. P.: Dental injuries in 12-year old Nigerian students. *Dent Traumatol* 27 (3), 230-234 (2011)
97. Teaford M. F., Smith M. M., Ferguson M. W. J.: Development, Function and Evolution of Teeth. Hrsg.: Teaford M. F., Smith M. M., Ferguson M. W. J., Cambridge University Press, ISBN 9780511542626 (2000)
98. Thomaidis S., Kakaboura A., Mueller W. D., Zinelis S.: Mechanical properties of contemporary composite resins and their interrelations. *Dent Mater* 29 (8), 132-141 (2013)
99. Toprak M. E., Tuna E. B., Seymen F., Gencay K.: Traumatic dental injuries in Turkish children, Istanbul. *Dent Traumatol* 30 (4), 280-284 (2014)
100. Traebert J., Peres M. A., Blank V., Böell R. d. S., Pietruza J.A.: Prevalence of traumatic dental injury and associated factors among 12-year-old school children in Florianópolis, Brazil. *Dent Traumatol* 19 (1), 15-18 (2003)
101. Tuli T., Hächl O., Rasse M., Kloss F., Gassner R.: Dentoalveolar trauma. Analysis of 4763 patients with 6237 injuries in 10 years. *Mund Kiefer Gesichtschir* 9 (5), 324-329 (2005)
102. Vogel J., Stübinger S., Kaufmann M., Krastl G., Filippi A.: Dental injuries resulting from tracheal intubation - a retrospective study. *Dent Traumatol* 25 (1), 73-77 (2009)
103. Warkentin M.: Werkstoffkundliche und strukturmorphologische Charakterisierung von Zahnhartsubstanzen und dentalen Füllungskompositen. Habilitationsschrift, Universität Rostock (2014)
104. Warkentin M, Specht O., Kopp S., Otzl P., Kessler O., Rosentritt M., Behrend D.: Vergleichende materiologische Untersuchungen an Zahnstrukturen und dentalen Restaurationen. Fortschritte in der Metallographie, Sonderbände in der praktischen Metallographie 44, Hrsg.: Petzow G., 46. Metallographie-Tagung der Deutschen Gesellschaft für Materialkunde, 155-160, ISBN 978-3-88355-392-4 (2012)

105. Wendt, F. P., Torriani D. D., Assunção M. C. F., Romano A. R., Bonow M. L. M., da Costa C. T., Goettems M. L., Hallal P. C.: Traumatic dental injuries in primary dentition: epidemiological study among preschool children in South Brazil. *Dent Traumatol* 26 (2), 168-173 (2010)
106. Wolf H. F., Rateitschak E. M., Rateitschak K.H.: *Farbatlanten der Zahnmedizin. Parodontologie*. Band 1. 3., vollständig überarbeitete und erweiterte Aufl., Hrsg.: Rateitschak K.H., Wolf H. F., Georg Thieme Verlag, ISBN 978-3131698032 (2012)
107. Woodtli, J.: *Praktische Fraktographie. Brüche an metallischen und keramischen Bauteilen sowie an Objekten aus Glas*. Hrsg.: EMPA, Verlag: EMPA-Akademie, Dübendorf, ISBN 3-905594-37-4 (2003)
108. Worskett P.: A comparative study of bonded and non-bonded amalgam restorations in general dental practice. *Br Dent J* 214 (7), E19 (2013)
109. Yotova A.: *Messung oraler elektrischer Feldstärken bei Patienten mit und ohne Leukoplakien der Mundschleimhaut*. Dissertation, Universität zu Köln (2013)
110. Zituni D., Schütt-Gerowitt H., Kopp M., Krönke M., Addicks K., Hoffmann C., Hellmich M., Faber F., Niedermeier W.: The growth of *Staphylococcus aureus* and *Escherichia coli* in low-direct current electric fields. *Int J Oral Sci* 6 (1), 7-14 (2014)

Danksagung

Ich bedanke mich bei Prof. Dr. med. dent. habil. H. von Schwanewede für die zielgerichtete und freundliche Betreuung während der Entstehung der Dissertation.

Gedankt sei an dieser Stelle den Mitarbeitern des Lehrstuhls Werkstoffe für die Medizintechnik, insbesondere Herrn Prof. Dr.-Ing. habil. D. Behrend, Frau PD Dr.-Ing. Dr. rer. nat. M. Warkentin sowie Herrn Dr.-Ing. O. Specht für die Überlassung des Promotionsthemas, die nützlichen Hinweise bei der Überarbeitung der vorliegenden Arbeit sowie ihre ständige Diskussion- und Hilfsbereitschaft.

Weiterhin möchte ich mich bei Herrn Dr. med. dent. B. von Schwanewede und den Praxismitarbeitern bedanken. Ohne seine fortwährende Unterstützung und sein Interesse an meiner Arbeit wäre diese Dissertation nicht möglich gewesen.

Mein besonderer Dank gilt meinem Ehemann Herrn Andreas Stark, meinem Bruder Herrn Sven Pingel und der Familie, die mich in dieser Phase meiner beruflichen Laufbahn in jeder erdenklichen Weise unterstützt haben. Insbesondere Herrn Andreas Stark möchte ich für seine Nachsichtigkeit von ganzem Herzen danken.

Lebenslauf

Name:	Janine Eleonore Stark, geb. Pingel
Geburtsdatum:	08. April 1986
Geburtsort:	Lübz
Adresse:	Eschenstr. 1, 18057 Rostock
Familienstand:	verheiratet
Staatsangehörigkeit:	deutsch

Schulausbildung:

1992 - 1996	Kantor-Carl-Ehrich-Grundschule, Plau am See
1996 - 2005	Gymnasium Lübz
Juli 2005	Allgemeine Hochschulreife

Universitätsausbildung:

2005 - 2010	Studium der Zahnmedizin an der Universität Rostock
September 2006	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
März 2008	Zahnärztliche Vorprüfung
Oktober 2010	Zahnärztliche Prüfung (Staatsexamen)
Oktober 2010	Approbation zur Zahnärztin

Berufliche Tätigkeit:

November 2010 - Dezember 2011	Assistenz Zahnärztin in Zahnarztpraxis Kubis, Ribnitz-Damgarten
seit Januar 2012	Zahnärztin in Zahnarztpraxis Dr. med. dent. B. von Schwanewede, Rostock

Selbstständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die eingereichte Dissertation selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe. Andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel wurden nicht benutzt.

Ich versichere, dass ich die Dissertation keinem Fachvertreter einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Rostock, Oktober 2014

Janine Stark

Thesen

1. Es existieren bisher keine vergleichbaren Literaturdaten zum Bruchverhalten unter schlagartiger Belastung von Zahnkompartimenten und Füllungswerkstoffen.
2. Der experimentell erprobte Schlagbiegeprüfstand nach Izod stellt eine geeignete Untersuchungsmethode für die Schlagzähigkeit von Kleinstgeometrien dar.
3. Das hochgefüllte Clearfil Majesty Posterior (92 Gew.%) zeigt in den Schlagbiegeuntersuchungen Eigenschaften eines niedrig- bzw. mittelgefüllten Dentalkomposites.
4. Die Schlagkraft nimmt mit steigendem Füllstoffgehalt von Dentalkompositen zu.
5. Die Schlagdauer nimmt mit steigendem Füllstoffgehalt ab.
6. Das Wissen über das Schlagbiegeverhalten unter schlagartiger Belastung ist ein wichtiger Kennwert bei der Entwicklung dentaler Füllungskomposite. Das Füllstoffkonzept hat einen entscheidenden Einfluss.
7. Die Zahnhartsubstanzen stellten im Vergleich zur Probengesamtheit eine relativ schlagzähe Struktur dar.
8. Amalgam ist ein gering schlagzäher Werkstoff im Vergleich zur Probengesamtheit.
9. Das Kraftaufnahmevermögen ist ein gut geeignetes Hilfsmittel zur Definition der Schlagzähigkeit, wenn keine Wegmessung durchzuführen ist.
10. Das Vorhandensein von Hohlräumen, wie das Pulpakavum in der Zahnhartsubstanz sowie Gaseinschlüsse innerhalb von Füllungswerkstoffen beeinflussen das Bruchverhalten unter schlagartiger Belastung negativ.
11. Keines der auf dem Markt befindlichen Dentalkomposite zeigt eine optimale Übereinstimmung bezüglich des Schlagbiegeverhaltens mit den Zielgeweben Zahnschmelz und Dentin. Die untersuchten Komposite Arabesk Flow, GrandioSO und Clearfil Majesty Posterior stellen derzeit geeignete Universalkomposite für den Front- und Seitenzahnbereich dar.